

# Análise, in vitro, da distribuição de tensões em implantes angulados com diferentes comprimentos

Mestrado em Cirurgia Oral

Joana Xavier, 2016

**Orientador:** Prof. Doutor Ricardo Manuel Casaleiro Lobo de Faria e Almeida  
Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

**Co-Orientador:** Prof. Doutor João Manuel Ribeiro da Silva Tavares  
Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto





Dissertação de candidatura ao grau de Mestre em Cirurgia Oral, submetida à  
Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto.



## Membros do Conselho Científico

### Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Prof. Doutor Afonso Manuel Pinhão Ferreira  
Prof. Doutor António Cabral de Campos Felino  
Prof. Doutor António Marcelo Azevedo Miranda  
Prof. Doutora Ana Paula Coelho Macedo Augusto  
Prof. Doutor César Fernando Coelho Leal da Silva  
Prof. Doutor Filipe Poças de Almeida Coimbra  
Prof. Doutor Germano Neves Pinto Rocha  
Prof. Doutora Irene Graça Azevedo Pina Vaz  
Prof. Doutora Inês Alexandra Costa Morais Caldas  
Prof. Doutor João Carlos Antunes Sampaio Fernandes  
Prof. Doutor João Fernando Costa Carvalho  
Prof. Doutor Jorge Manuel Carvalho Dias Lopes  
Prof. Doutor José António Macedo Carvalho Capelas  
Prof. Doutora Maria Benedita Almeida Garrett de Sampaio Maia Marques  
Prof. Doutora Maria Cristina Pinto Coelho Mendonça de Figueiredo Pollmann  
Prof. Doutora Maria Helena Guimarães Figueiral da Silva  
Prof. Doutora Maria Helena Raposo Fernandes  
Prof. Doutora Maria de Lurdes Ferreira Lobo Pereira  
Prof. Doutor Mário Jorge Rebolho Fernandes da Silva  
Prof. Doutor Mário Ramalho Vasconcelos  
Prof. Doutor Miguel Fernando Silva Gonçalves Pinto  
Prof. Doutor Paulo Rui Galvão Ribeiro Melo  
Prof. Doutor Pedro Manuel Vasconcelos Mesquita  
Prof. Doutor Pedro de Sousa Gomes  
Prof. Doutor Ricardo Manuel Casaleiro Lobo de Faria e Almeida



## Membros do Conselho Científico

### Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

#### Docentes Jubilados

Prof. Doutor Adão Fernando Pereira (Professor Catedrático)

Prof. Doutor Amílcar Almeida Oliveira (Professor Associado - falecido)

Prof. Doutor António Manuel Machado Capelas (Professor Associado - falecido)

Prof. Dr Artur Rego Alves Pinho (Professor Auxiliar Convidado)

Dr. António Ulisses Matos dos Santos (Assistente Convidado)

Prof. Doutor Durval Manuel Belo Moreira (Professor Associado c/ Agregação)

Prof. Doutor Francisco António Rebelo Moraes Caldas (Professor Catedrático)

Dr. José Maria Vaz Osório (Assistente Convidado - falecido)

Prof. Doutor José Serra Silva Campos Neves (Professor Catedrático)

Prof. Doutor Manuel Desport Marques (Professor Associado Convidado - falecido)

Prof. Doutor Manuel Guedes de Figueiredo (Professor Associado)



## Membros do Conselho Científico

### Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

#### Docentes Aposentados

Prof. Doutor António Manuel Guerra Capelas (Professor Auxiliar)

Prof. Dr. Artur Manuel Osório de Araújo (Professor Associado Convidado)

Prof. Doutor Fernando Jorge Morais Branco (Professor Catedrático)

Prof. Doutor Fernando José Brandão Martins Peres (Professor Catedrático - falecido)

Prof. Doutor José Albertino Cruz Lordelo (Professor Associado c/ Agregação)

Prof. Doutor José Carlos Pina Almeida Rebelo (Professor Catedrático)

Prof. Doutor Manuel Pedro da Fonseca Paulo (Professor Catedrático)

Prof. Doutora Maria Adelaide Macedo Carvalho Capelas (Professora Associada - falecida)

Prof. Doutora Maria Purificação Valenzuela Sampaio Tavares (Professora Catedrática)

Prof. Doutor Rogério Serapião Martins Aguiar Branco (Professor Catedrático)





Aos meus pais,  
pelo apoio constante em todas as decisões;

Ao Ricardo,  
pelo companheirismo incondicional e por ser a voz razão  
em todos os momentos;

Ao meu avô António,  
que cá ou lá sempre me guiou e me transmitiu os valores  
fundamentais da vida.



## Agradecimentos

### Ao Prof. Ricardo Faria de Almeida

Meu orientador, pela amizade, disponibilidade e apoio, por me ter motivado a realizar algo distinto, e por me ter guiado ao longo de todo este percurso pré e pós-graduado.

### Ao Prof. João Manuel Tavares

Meu co-orientador, por ter acreditado em mim, por estar sempre presente e por me ter ajudado a transformar a minha ideia num projeto exequível com todo o rigor científico.

### Ao Doutor Marco Parente

Por todas as horas que passou comigo e por ser incansável a responder a todas as minhas questões, que por vezes eram pertinentes, mas outras tantas vezes, não.



## Agradecimentos

Aos Professores João Carvalho e Filipe Coimbra por me terem transmitido confiança clínica e rigor para exercer melhor a minha profissão.

Ao Marco Marques, pela ajuda e ensinamentos sobre modelação virtual.

Ao Tiago Costa pela disponibilidade para me ajudar a modelar os implantes utilizados.

À Dra. Celeste Morais pelo pronto auxílio na realização e interpretação da estatística desta tese.

Aos meus amigos Tiago Borges e Ágata Carvalho por me inspirarem a querer sempre saber e fazer mais e melhor e por todas as oportunidades que me ofereceram.

Às minhas amigas Joana Gomes e Luísa Rodrigues.

À minha binómia e amiga Joana Amaral por toda a paciência e ensinamentos.

Aos meus colegas João Farias, Mariana Nunes, Bruno Queridinha e Maria Amparo.



## Palavras Chave

*All-on-4*

Elementos Finitos

Implantes Curtos

Implantes Angulados

## Key Words

*All-on-4*

Finite Elements

Short Dental Implants

Tilted Implants





## Lista de Abreviaturas

e - PTFE – Politetrafluoroetileno Expandido  
d – PTFE – Politetrafluoroetileno de Alta Densidade  
AgNP's – Nanopartículas de Prata  
IGF – Factor de Crescimento Transformante  
BMP – Proteínas Ósseas Morfogénicas  
TGF –  $\beta$  – Factor de Crescimento Transformante  
ZAGA – *Zygomatic Anatomy Guided Approach*  
SLA – *Sandblasted and Acid-etched*  
MEF – Método dos Elementos Finitos  
TAC – Tomografia Axial Computorizada  
3D – Três Dimensões  
Pa – Pascal  
MPa – Mega Pascal  
GPa – Giga Pascal



## Resumo

Casos de reabsorção óssea severa são frequentes. Estes casos são difíceis de reabilitar com prótese removível, fazendo dos implantes dentários a única opção realmente eficaz. No entanto, em casos extremos, o correto posicionamento dos implantes dentários pode estar comprometido pelas condições anatómicas da área, com menor distância entre a crista alveolar e o canal mandibular.

Atualmente, alguns autores afirmam que os maxilares atróficos podem ser reabilitados com sucesso através do uso implantes curtos.

O principal objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar com base no Método dos Elementos Finitos o uso de implantes curtos em reabilitação mandibular total e como o comprimento desses implantes pode influenciar a distribuição de tensões durante a aplicação de cargas mastigatórias em reabilitações mandibulares, de acordo com o conceito *All-on-4*®. Pretende-se também compreender quais são as regiões do interface osso/implante que sofrem mais tensão e o papel do comprimento do implante na tensão observada.

Foi realizada a modelação de um implante comercial em SolidWorks®. Foram também modeladas duas mandíbulas, uma real, baseada numa imagem de Tomografia Computorizada (TC) e usando Mimics®, e outra virtual, modelada em SolidWorks®. De seguida, os implantes foram colocados de acordo com o protocolo *All-on-4*®. Os dois implantes anteriores, com um comprimento constante de 8 mm, foram colocados verticalmente na zona incisivos inferiores. Os dois implantes posteriores foram colocados na área pré-molar com uma angulação distal constante de 30 °, e um comprimento variável de 8, 6 e 4 mm. Nos implantes foi colocada uma barra fixa ferulizada que simula a reabilitação implanto-suportada. Este conjunto foi colocado tanto sobre a mandíbula virtual como sobre a mandíbula real. Sobre estes modelos foram simuladas cargas mastigatórias tendo sido registados os valores máximos obtidos.

Concluiu-se que os valores médios obtidos para as amostras geradas em cada tipo de mastigação no modelo virtual para o implante e o osso foram significativamente diferentes dos valores médios registados no modelo real, exceptuando na mastigação bilateral no modelo de 8 mm e na mastigação

unilateral sobre o *cantilever* no modelo de 4 mm. Os níveis mais baixos de tensão óssea foram registados nos modelos com implantes com 6 mm. Os níveis baixos de tensão implantar foram registados nos modelos com implantes de 8 mm.

A utilização de implantes curtos deve ser feita cuidadosamente, sobretudo em reabilitações tipo *All-On-4®*. Mais estudos devem ser realizados a fim de compreender a influência da angulação do implante na distribuição de tensões. Mais estudos devem ser realizados de modo a criar um modelo virtual fidedigno.

## Abstract

Severe bone atrophy cases often appear in the dental office. These situations are hard to rehabilitate with removable prosthesis, making dental implants the only truly effective option. However, in extreme cases, the correct placement of dental implants may also be difficult by the anatomical conditions of the area, with lower distance between the alveolar crest and the mandibular channel.

Currently, some authors claim that the atrophic jaws can be rehabilitated successfully through the use of short.

The main goal of this in vitro study was to evaluate based on the finite elements method the use of short dental implants in total mandibular rehabilitation and how the length of those implants can influence the stress distribution during the application of masticatory loads in mandibular rehabilitations, according with the *All-on-4®* concept. It was also intended to understand which are the regions of the bone/implant interface that suffer more stress and the role of the implant length in the observed stress.

The commercial implant studied was modeled in Solidworks®. Two different jaws were also modeled, one based on a Computed Tomography (CT) exam and using Mimics®, and a second one virtually modeled in SolidWorks®. Then, the implants were placed according with the *All-on-4®*. The anterior two implants, with a constant length of 8 mm, were placed vertically at the lower incisors zone. The two posterior implants were placed in premolar area with a constant distal angulation of 30°, and a variable length of 8, 6 and 4 mm. On the implants was placed a ferulized fixed bar that simulates the implant-supported rehabilitation. This assembly was placed both on the virtual made jaw and on the one obtained from the CT exam. Over the built structures bi and unilateral masticatory movements were simulated. The high stress values were then registered and compared between the models.

It was concluded that the mean values obtained for the samples generated in each type of chewing / model for the implant and bone are significantly different from average values recorded for the real jaw, except

for the bilateral biting in the 8 mm model and for the unilateral biting over the cantilever in the 4 mm model. The lower bone stress levels were found on the 6 mm models. The lower implant stress levels were found on the 8 mm model.

The use of short dental implants must be done carefully. More studies should be conducted in order to understand the influence of the angulation of the implant in the stress distribution. More studies should be undertaken to develop a trusted virtual model.

## Índice

1.	INTRODUÇÃO À TESE E SUA ESTRUTURA .....	39
1.1.	Introdução .....	39
1.2.	Objectivos .....	41
1.3.	Estrutura Organizativa Da Tese .....	42
1.3.1.	Capítulo 2 – Revisão da Literatura .....	42
1.3.2.	Capítulo 3 – Materiais e Métodos .....	42
1.3.3.	Capítulo 4 – Resultados .....	42
1.3.4.	Capítulo 5 – Discussão .....	42
1.3.5.	Capítulo 6 – Conclusões e Projetos Futuros .....	42
2.	REVISÃO DA LITERATURA .....	43
2.1.	Métodos para Aumento da Quantidade Óssea .....	44
2.1.1.	Osteoindução/osteocondução .....	44
2.1.2.	Distração Osteogénica .....	45
2.1.3.	Regeneração Óssea Guiada .....	46
2.1.4.	Elevação do Seio Maxilar .....	51
2.1.5.	Lateralização do Nervo Alveolar Inferior .....	53
2.1.6.	Materiais para Enxerto Ósseo .....	55
2.1.7.	Outros Materiais .....	57
2.2.	Métodos para Potenciar a Ancoragem à Estrutura Óssea .....	59
2.2.1.	Implantes Zigomáticos .....	59
2.2.2.	Implantes Pterigoideus .....	61
2.2.3.	Implantes Curtos .....	63
2.2.4.	Implantes Angulados .....	66
2.2.5.	Tratamento de Superfície dos Implantes .....	67
2.3.	<i>All – on – 4®</i> .....	72
2.4.	Método Dos Elementos Finitos .....	73
2.4.1.	Tensões .....	75
2.4.2.	Módulo de Elasticidade .....	76
2.4.3.	Coeficiente de <i>Poisson</i> .....	76
3.	MATERIAIS E MÉTODOS .....	77
3.1.	Modelização dos Implantes .....	78

3.2.	Modelização da Mandíbula .....	86
3.3.	Criação de Volumes .....	94
3.4.	Criação da Malha de Elementos Finitos .....	96
3.5.	Propriedades dos Modelos .....	99
3.6.	Condições Fronteira .....	100
3.7.	Aplicação das Forças Mastigatórias .....	101
4.	RESULTADOS .....	105
4.1.	Tensões de <i>Von Mises</i> Máximas Registadas .....	106
4.2.	Modelo 1 .....	107
4.2.1.	Mastigação Bilateral .....	107
4.2.2.	Mastigação Unilateral sobre Pré-Molares .....	108
4.2.3.	Mastigação Unilateral sobre <i>Cantilever</i> .....	110
4.3.	Modelo 2 .....	113
4.3.1.	Mastigação Bilateral .....	113
4.3.2.	Mastigação Unilateral sobre os Pré-molares .....	114
4.3.3.	Mastigação Unilateral sobre o <i>Cantilever</i> .....	116
4.4.	Modelo 3 .....	119
4.4.1.	Mastigação Bilateral .....	119
4.4.2.	Mastigação Unilateral sobre os Pré-molares .....	120
4.4.3.	Mastigação Unilateral sobre <i>Cantilever</i> .....	123
4.5.	Modelo 4 .....	125
4.5.1.	Mastigação Bilateral .....	125
4.5.2.	Mastigação Unilateral sobre Pré-molares .....	126
4.5.3.	Mastigação Unilateral sobre <i>Cantilever</i> .....	128
4.6.	Modelo 5 .....	131
4.6.1.	Mastigação Bilateral .....	131
4.6.2.	Mastigação Unilateral sobre Pré-molares .....	132
4.6.3.	Mastigação Unilateral sobre <i>Cantilever</i> .....	134
4.7.	Modelo 6 .....	137
4.7.1.	Mastigação Bilateral .....	137
4.7.2.	Mastigação Unilateral sobre Pré-Molares .....	138
4.7.3.	Mastigação Unilateral sobre <i>Cantilever</i> .....	140
4.8.	Dispersão da Tensão ao Nível Ósseo .....	143



4.8.1.	Modelos com Implantes Distais com 8 mm de Comprimento.....	143
4.8.2.	Modelos com Implantes Distais com 6 mm de Comprimento.....	144
4.8.3.	Modelos com Implantes Distais com 4 mm de Comprimento.....	145
4.9.	Análise da Distribuição das Tensões ao Longo do Implante.....	146
5.	DISCUSSÃO DOS RESULTADOS .....	155
5.1.	Introdução.....	157
5.2.	Valores de Tensão Óssea Registados .....	158
5.3.	Valores de Tensão Registados sobre os Implantes .....	162
5.4.	Comparação das Mandíbulas.....	167
6.	CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS .....	169
6.1.	Conclusões .....	171
6.2.	Trabalhos Futuros.....	172
	BIBLIOGRAFIA.....	173



## Índice de Figuras

Figura 1 - Straumann Standard Plus Tissue Level Roxolid Implant.....	78
Figura 2 - Dimensões do implante .....	78
Figura 3 - Dimensões da espira .....	79
Figura 4 - Altura do colo do implante .....	79
Figura 6 - Pilar protético angulado .....	80
Figura 5 - Pilar protético reto .....	80
Figura 7 - Pilar protético com angulação de 30° criado virtualmente .....	81
Figura 8 - Pilar protético reto criado virtualmente .....	81
Figura 9 - Implante de 4 mm criado virtualmente .....	82
Figura 10 - Implante de 6 mm criado virtualmente .....	82
Figura 11 - Pormenor da zona da conexão com o pilar no implante de 8 mm	83
Figura 12 - Parafuso Protético .....	83
Figura 13 - Assembly do implante de 6 mm com pilar angulado .....	84
Figura 14 - Assembly do implante de 8 mm com pilar angulado .....	84
Figura 15 - Assembly do implante de 4 mm com pilar angulado .....	85
Figura 16 - Assembly do implante de 8 mm com pilar reto .....	85
Figura 17 - Imagem da ortopantomografia do caso clínico utilizado .....	86
Figura 18 - Corte axial representativo da máscara do nervo alveolar inferior	88
Figura 19 - Corte sagital representativo da máscara do nervo alveolar inferior .....	88
Figura 20 - Corte coronal representativo do nervo alveolar inferior .....	89
Figura 21 - Corte coronal representativo do osso trabéculado .....	89
Figura 22 - Corte axial representativo do osso trabéculado.....	90
Figura 23 - Corte sagital representativo do osso trabéculado.....	90
Figura 24 - Corte sagital representativo do osso cortical .....	91
Figura 25 - Corte coronal representativo do osso cortical.....	91
Figura 26 - Corte sagital representativo do osso cortical .....	92
Figura 27 -- Modelo 3D correspondente ao nervo alveolar inferior .....	92
Figura 28 - Modelo 3D correspondente ao osso trabéculado .....	93
Figura 29 - Modelo 3D correspondente ao osso alveolar .....	93

Figura 30 – Modelo volumétrico 1 com implantes distais com comprimento de 8 mm .....	94
Figura 31 – Modelo volumétrico 2 com implantes distais com comprimento de 6 mm .....	95
Figura 32 – Modelo volumétrico 3 com implantes distais com comprimento de 4 mm. ....	95
Figura 33 – Modelo 1 - Mandíbula real e implantes distais com 8 mm .....	96
Figura 35 - Modelo 3 - Mandíbula real e implantes distais com 4 mm .....	97
Figura 36 - Modelo 4 - Mandíbula virtual com implantes distais com 8 mm	97
Figura 34 - Modelo 2 - Mandíbula real e implantes distais com 6 mm .....	97
Figura 37 - Modelo 5 - Mandíbula virtual com implantes distais com 6 mm	98
Figura 38 -Modelo 6 - Mandíbula virtual com implantes distais com 4 mm .	98
Figura 39 - Condições fronteira aplicadas à mandíbula virtual .....	100
Figura 40 - Condições fronteira aplicadas à mandíbula real .....	100
Figura 41 -- Ponto de atuação das forças sobre mandíbula real .....	101
Figura 42 - Pontos de atuação das forças sobre a mandíbula virtual .....	102
Figura 43 - Pontos de aplicação de cargas mastigatórias aquando da mastigação unilateral sobre o cantilever .....	102
Figura 44 - Pontos de mastigação aquando da simulação sobre os pré-molares.....	103
Figura 45 - Pontos de aplicação de forças mastigatórias sobre os caninos	103
Figura 46 - Pontos possíveis de aplicação de cargas mastigatórias na mastigação bilateral .....	104
Figura 47 - Vista anterior das tensões resultantes da aplicação de mastigação bilateral .....	107
Figura 48 - Vista anterior das tensões resultantes da aplicação de mastigação bilateral .....	107
Figura 49 - Pormenor da localização das tensões máximas.....	108
Figura 50 - Vista antero-lateral da localização de tensão máxima.....	108
Figura 51 - Vista posterior das tensões resultantes da aplicação de forças mastigatórias unilaterais.....	109
Figura 52 - Pormenor do local de tensão máxima .....	109

Figura 53 - Vista posterior e zona de tensão máxima sobre o osso mandibular.....	110
Figura 54 - Vista anterior das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre o cantilever .....	110
Figura 55 - Vista posterior das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre o cantilever .....	111
Figura 56 - Pormenor da zona de tensão máxima .....	111
Figura 57 - Zona de tensão máxima ao nível do osso mandibular .....	112
Figura 58 - Vista anterior das tensões resultantes da mastigação bilateral	113
Figura 59 - Vista posterior das tensões resultantes da mastigação bilateral	113
Figura 60 - Pormenor da zona de tensão máxima .....	113
Figura 61 - Zonas de tensão máxima ao nível do osso mandibular.....	114
Figura 62 - Vista anterior das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre os pré-molares .....	114
Figura 63 - Vista posterior das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre os pré-molares .....	115
Figura 64 - Vista posterior das tensões máximas registadas.....	115
Figura 65 - Pormenor da zona de tensão máxima ao nível do osso mandibular.....	116
Figura 66 - Vista anterior das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre o cantilever .....	116
Figura 67 - Vista posterior das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre o cantilever .....	117
Figura 68 - Pormenor da zona de tensão máxima .....	117
Figura 69 - Zona de tensão máxima registada ao nível do osso mandibular	118
Figura 70 - Vista anterior das tensões resultantes da mastigação bilateral	119
Figura 71 - Vista posterior das tensões resultantes da mastigação bilateral	119
Figura 72 - Pormenor da zona de tensão máxima .....	120
Figura 73 - Zonas de tensão sobre o osso mandibular .....	120
Figura 74 - Vista posterior das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre os pré-molares .....	121
Figura 75 - Vista anterior das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre os pré-molares .....	121

Figura 76 - Pormenor da zona de tensão máxima .....	122
Figura 77 - Pormenor da zona de tensão máxima ao nível do osso mandibular.....	122
Figura 78 - Vista anterior das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre o cantilever .....	123
Figura 79 - Vista posterior das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre o cantilever .....	123
Figura 80 - Pormenor da zona de tensão máxima .....	124
Figura 81 - Zona de tensão máxima ao nível do osso mandibular .....	124
Figura 82 - Vista anterior das tensões resultantes da mastigação bilateral	125
Figura 83 - Vista posterior das tensões resultantes da mastigação bilateral	125
Figura 84 - Pormenor da zona de tensão máxima .....	126
Figura 85 - Pormenor da zona de tensão máxima sobre o osso mandibular	126
Figura 86 - Vista anterior das forças resultantes da mastigação unilateral sobre os pré-molares .....	127
Figura 87 - Vista posterior das forças resultantes da mastigação unilateral sobre os pré-molares .....	127
Figura 88 - Pormenor da zona de tensão máxima .....	128
Figura 89 - Pormenor da zona de tensão máxima ao nível do osso mandibular.....	128
Figura 90 - Vista anterior das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre o cantilever .....	129
Figura 91 - Vista posterior das tensões resultantes da mastigação sobre o cantilever .....	129
Figura 92 - Pormenor das tensões máximas registadas .....	130
Figura 93 - Pormenor das tensões máximas registadas ao nível do osso.	130
Figura 94 - Vista anterior das tensões resultantes da mastigação bilateral	131
Figura 95 - Vista posterior das tensões resultantes da mastigação bilateral	131
Figura 96 - Pormenor das zonas de tensão máxima .....	132
Figura 97 - Vista das zonas de tensão máximas ao nível do osso mandibular	132
Figura 98 - Vista anterior das zonas de tensão resultantes da mastigação unilateral sobre os pré-molares .....	133

Figura 99 - Vista posterior das zonas de tensão resultantes da mastigação sobre os pré-molares .....	133
Figura 100 - Pormenor da zona de tensão máxima .....	134
Figura 101 - Vista da zona de tensão máxima ao nível do osso mandibular	134
Figura 102 - Vista anterior da zona de tensão resultante da mastigação unilateral sobre o cantilever .....	135
Figura 103 - Vista posterior resultante das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre o cantilever .....	135
Figura 104 - Pormenor da zona de tensão máxima .....	136
Figura 105 - Zona de tensão máxima registada a nível ósseo .....	136
Figura 106 - Vista anterior das tensões resultantes da mastigação bilateral	137
Figura 107 -- Vista posterior das tensões resultantes da mastigação bilateral	137
Figura 108 - Pormenor das zonas de tensão máxima registadas .....	138
Figura 109 - Zona de tensão máxima registada ao nível ósseo .....	138
Figura 110 - Vista anterior das zonas de tensão registadas na mastigação unilateral sobre os pré-molares .....	139
Figura 111 - Vista posterior das zonas de tensão registadas na mastigação unilateral sobre os pré-molares .....	139
Figura 112 - Pormenor das zonas de tensão máxima .....	139
Figura 113 - Vista da zona de tensão máxima registada ao nível ósseo ...	140
Figura 114 - Vista anterior das tensões registadas na mastigação sobre o cantilever .....	140
Figura 115 - Vista posterior das zonas de tensão registadas na mastigação unilateral sobre o cantilever .....	141
Figura 116 - Pormenor da zona de tensão máxima registada .....	141
Figura 117 - Zona de tensão máxima registada ao nível do osso mandibular	142
Figura 118 - Pormenor ósseo do Modelo 1 aquando da mastigação bilateral (A), unilateral anterior (B) e unilateral sobre o cantilever (C) .....	143
Figura 119 - Pormenor ósseo do Modelo 4 aquando da mastigação bilateral (A), unilateral anterior (B) e unilateral sobre o cantilever (C). .....	143
Figura 120 - Pormenor ósseo do Modelo 2, aquando da mastigação bilateral (A), unilateral anterior (B) e unilateral sobre o cantilever (C) .....	144

Figura 121 - Pormenor ósseo do Modelo 5 aquando da mastigação bilateral (A), unilateral anterior (B) e unilateral sobre o cantilever (C). .....	144
Figura 122 - Pormenor ósseo do Modelo 3 aquando da mastigação bilateral (A), unilateral anterior (B) e unilateral sobre o cantilever (C). .....	145
Figura 123 - Pormenor ósseo do Modelo 6 aquando da mastigação bilateral (A), unilateral anterior (B) e unilateral sobre o cantilever (C). .....	145



## Índice de Tabelas

Tabela 1 - Número de nós e elementos para cada modelo .....	96
Tabela 2 - Propriedades dos materiais(Cruz, Wassall et al. 2009) .....	99
Tabela 3 - Forças simuladas .....	101
Tabela 4 - Resultados obtidos com as diferentes simulações .....	106
Tabela 5 - Estatísticas descritivas das forças encontradas em cada tipo de mastigação em função do modelo para implante e osso na mandíbula virtual	149
Tabela 6 - Estatísticas descritivas das forças encontradas em cada tipo de mastigação em função do modelo para implante e osso na mandíbula real	150
Tabela 7 - Comparação entre resultados das distribuições geradas e reais, valor prova teste t.....	151
Tabela 8 - Comparação dos resultados das forças sobre o implante entre modelo e tipos de mastigação.....	152
Tabela 9 - Comparação dos resultados das forças sobre o osso entre modelo e tipos de mastigação.....	153
Tabela 10 - Comparação dos resultados das tensões (em MPa) sobre o implante e sobre o osso entre modelo .....	154



## Índice de Gráficos

Gráfico 1 - Dispersão das tensões ao longo do implante de 8 mm .....	146
Gráfico 2 - Dispersão das tensões ao longo do implante de 6 mm .....	147
Gráfico 3 - Dispersão das tensões ao longo do implante de 4 mm .....	147



# 1. INTRODUÇÃO À TESE E SUA ESTRUTURA

---

## 1.1. Introdução

---

Casos de atrofia óssea severa dos maxilares aparecem frequentemente no consultório dentário. Situações destas impossibilitam a reabilitação com recurso a próteses removíveis, sendo o tratamento com recurso a implantes dentários a única opção realmente efetiva (das Neves, Fones et al. 2006). No entanto, em casos extremos, a correta colocação de implantes dentários pode também estar dificultada, devido a condições anatómicas da zona, com a redução da distância do rebordo alveolar ao nervo mandibular ou ao seio maxilar.

Para solucionar estes casos, foram inicialmente introduzidas diferentes técnicas que promoviam um aumento da altura óssea. É essencial lembrar que a literatura inicialmente referia que um implante, para ser colocado com sucesso, deveria apresentar pelo menos 10 mm de comprimento sendo que na maxila, devido à porosidade óssea desta zona, o comprimento deveria ser de pelo menos 13 mm (Menchero-Cantalejo, Barona-Dorado et al. 2011, Telleman, Raghoobar et al. 2011). Procedimentos como enxertos em bloco, regeneração óssea guiada, distração óssea alveolar, elevações de seio e até mesmo transposição do nervo alveolar inferior, permitiram então criar as condições ósseas essenciais à colocação de implantes com as dimensões consideradas aceitáveis (Sun, Huang et al. 2011, Annibali, Cristalli et al. 2012). No entanto, a estes procedimentos complexos associou-se uma maior morbilidade, um maior tempo de tratamento e maiores custos para o paciente (das Neves, Fones et al. 2006, Pommer, Frantal et al. 2011, Annibali, Cristalli et al. 2012).

Atualmente, alguns autores afirmam que os maxilares atroficos podem ser reabilitados com sucesso através da utilização de implantes curtos e que esta apresenta-se como uma opção mais simples, barata e rápida que a

colocação de implantes após aumento da altura óssea (das Neves, Fones et al. 2006, Esposito, Cannizarro et al. 2011, Menchero-Cantalejo, Barona-Dorado et al. 2011, Telleman, Raghoobar et al. 2011).

## 1.2. Objectivos

---

A realização deste trabalho teve como principal objectivo avaliar em que medida o comprimento dos implantes, colocados com uma angulação definida, pode influenciar a distribuição das tensões, aquando da aplicação de cargas mastigatórias, em reabilitações mandibulares, segundo o conceito *All-on-4®*. Pretende-se também entender quais as regiões da interface osso/implante que mais tensão sofrem e qual a influência do comprimento do implante nesta tensão. Por último pretende-se avaliar se a simulação com recurso à utilização de uma mandíbula modelada virtualmente apresenta diferenças face à utilização de uma mandíbula modelada com base num modelo humano.

## 1.3. Estrutura Organizativa Da Tese

---

Pretendeu-se estruturar esta tese de forma a maximizar a autonomia e a independência entre os seus capítulos. Apresentam-se de seguida, de forma resumida, os restantes capítulos:

### 1.3.1. Capítulo 2 – Revisão da Literatura

---

Neste capítulo é realizada uma revisão da literatura no que respeita aos diferentes métodos utilizados em implantologia para abordagem de zonas com reduzida dimensão óssea.

### 1.3.2. Capítulo 3 – Materiais e Métodos

---

O capítulo 3 aborda a metodologia utilizada para a modelagem dos distintos componentes da nossa investigação.

### 1.3.3. Capítulo 4 – Resultados

---

No capítulo 4 são apresentados os resultados obtidos, através de figuras e gráficos, bem como a análise estatística dos mesmos.

### 1.3.4. Capítulo 5 – Discussão

---

Neste capítulo são discutidos os resultados obtidos no capítulo 4.

### 1.3.5. Capítulo 6 – Conclusões e Projetos Futuros

---

O capítulo 6 engloba não só a conclusão do trabalho como também as perspectivas de desenvolvimento de trabalhos futuros com base nos resultados obtidos.



## 2. REVISÃO DA LITERATURA

---

Neste capítulo são apresentadas, de acordo com a literatura revista, as diferentes metodologias para colocação de implantes em casos de reduzida dimensão óssea. Assim, começamos por abordar quais os métodos disponíveis para aumento da quantidade óssea disponível. Dentro deste tema é também discutido o tipo de materiais utilizados em regeneração óssea. De seguida, são abordadas as metodologias utilizadas para adaptar a reabilitação à quantidade óssea existente. Por último é realizada uma breve abordagem à história dos elementos finitos e aos parâmetros utilizados para simulação de diferentes materiais com recurso a este método.

## 2.1. Métodos para Aumento da Quantidade Óssea

---

Com o aumento do tecido ósseo temos como objetivos não só conseguir adquirir um leito otimizado para receber os implantes dentários como também permitir uma correta estética e estabilidade dos tecidos moles peri-implantares (Ali, Karthigeyan et al. 2014). Os defeitos ósseos são normalmente provocados por trauma, cancro ou inflamação, estando a sua reparação normalmente dependente do tamanho do mesmo. Quando a área a reparar é extensa e superior à capacidade de regeneração do tecido ósseo, o que ocorre é o preenchimento do espaço a reparar por tecido conectivo, cujas células precursoras migram mais rapidamente do que os osteoblastos (Lu, Liu et al. 2016).

Segundo *Chiapasco*, existem hoje em dia cinco métodos para indução da formação óssea:

- Osteoindução;
- Osteocondução;
- Distracção Osteogénica;
- Regeneração Óssea Guiada;
- Enxertos Ósseos Revascularizados (Chiapasco, Casentini et al. 2009).

### 2.1.1. Osteoindução/osteocondução

---

Em medicina dentária consideram-se materiais para enxerto ósseo todos aqueles que promovam a formação de novo osso através de processos osteogénicos, osteoindutores ou osteocondutores (Nazirkar, Singh et al. 2014).

A osteocondução implica o crescimento de osso sobre uma matriz que servirá de guia para que as células osteogénicas proliferem e formem novo osso em redor da matriz, envolvendo-a. Já o termo osteoindução implica a existência de um material que estimule as células mesenquimais indiferenciadas desde os tecidos envolventes e que permita que estas se diferenciem em células osteogénicas induzindo assim a formação de novo osso. Por último, considera-se que um material é osteogénico quando este tem na sua constituição células osteoprogenitoras capazes de se diferenciar em osteoblastos e produzir novo osso (Nazirkar, Singh et al. 2014).

### 2.1.2. Distração Osteogénica

---

A distração osteogénica permite induzir a formação de novo osso a partir de uma corticotomia ou osteotomia seguida de uma distração gradual. Ao se separar gradualmente duas zonas ósseas vai-se dar uma estimulação mecanizada que induz como resposta biológica a formação óssea. Para tal terá de existir uma preservação dos tecidos moles que suportam a zona. Simultaneamente, ao nível celular, vai ocorrer a diferenciação de células pluripotenciais, angiogénese, osteogénese e a mineralização óssea (Rachmiel and Leiser 2014, Rachmiel and Shilo 2015).

A distração osteogénica consiste em quatro passos:

- Corticotomia;
- Formação de calo;
- Distração gradual (0,5 a 1 mm por dia);
- Retenção para maturação e mineralização do calo (Rachmiel and Shilo 2015).

O que parece ocorrer é que, aquando da corticotomia, um conjunto de células indiferenciadas mesenquimatosas migra para a zona em causa e induz uma primeira formação capilar. 5 a 10 dias após o início da distração dá-se a formação de trabéculado ósseo, que vai crescendo à medida que a

distração vai separando os dois bordos ósseos e que origina o calo ósseo. Por último, após o término da distração, dá-se uma retenção da zona de modo a permitir a maturação e mineralização da mesma (Rachmiel and Leiser 2014).

### 2.1.3.Regeneração Óssea Guiada

---

A regeneração óssea guiada é um tratamento previsível para a regeneração óssea sobretudo na área maxilofacial. Este tratamento é baseado na aplicação de uma membrana de barreira que cubra o defeito ósseo e que permita excluir os tecidos não osteogénicos da zona da lesão óssea e assim prevenir a migração de células não osteogénicas para o defeito (Ali, Karthigeyan et al. 2014, Turri, Elgali et al. 2016). Simultaneamente, entre a membrana e o defeito ósseo podem ser colocados materiais substitutos ósseos. Para o sucesso da regeneração óssea guiada devemos observar os seguintes pontos:

- Exclusão de epitélio e tecido conjuntivo;
- Manutenção do espaço;
- Estabilidade do coágulo;
- Encerramento primário da ferida operatória (Liu and Kerns 2014).

As membranas podem ser não reabsorvíveis ou reabsorvíveis.

#### 2.1.3.1. Membranas Não Reabsorvíveis

---

As principais membranas não reabsorvíveis são:

- Politetrafluoroetileno Expandido;
- Politetrafluoroetileno de Alta Densidade;
- Malha de Titânio;
- Politetrafluoroetileno reforçado com Malha de Titânio (Liu and Kerns 2014).

#### 2.1.3.1.1. Politetrafluoroetileno Expandido(e-PTFE)

Esta membrana foi desenvolvida em 1969, tendo sido amplamente utilizada. A sua estrutura é formada por Politetrafluoroetileno poroso, com poros de dimensão entre os 5 e os 20  $\mu\text{m}$ . O seu mecanismo de ação baseia-se na formação de um obstáculo mecânico que impede a entrada de fibroblastos e outras células do tecido conjuntivo para o defeito ósseo, permitindo a migração de células provenientes do defeito e potencialmente osteogénicas através de um mecanismo chamado de osteopromoção por exclusão (Liu and Kerns 2014).

#### 2.1.3.1.2. Politetrafluoroetileno de Alta Densidade

Com a utilização do e-PTFE verificou-se que apesar deste ser excelente ao isolar o defeito ósseo das células conjuntivas, não conseguia banir a entrada de microrganismos. A cavidade oral é rica em bactérias patogénicas, muitas delas com dimensões menores que 10  $\mu\text{m}$  e portanto facilmente passam a barreira do e-PTFE. Assim, de forma a contornar a infeção do local de regeneração, foi criada uma membrana alterada, com poros de dimensão mais reduzida, na ordem dos 0,3  $\mu\text{m}$ , chamada de Membrana de Politetrafluoroetileno de Alta Densidade (d-PTFE). Alguns estudos comprovaram que, apesar das dimensões, os poros desta membrana impediam a entrada de bactérias mas não a entrada de oxigénio e outras pequenas moléculas, o que se traduz numa excelente capacidade de regeneração. Para além disto, a reduzida dimensão dos poros inibe a adesão de tecido conjuntivo na superfície da estrutura, facilitando a sua remoção sem lesão dos tecidos moles circundantes (Ali, Karthigeyan et al. 2014, Liu and Kerns 2014).

#### 2.1.3.1.3. Malha de Titânio

Um dos principais problemas das malhas de Politetrafluoroetileno deriva destas serem malhas moles, o que permite o colapso da mesma sobre o

defeito ósseo, sobretudo por pressão do tecido conjuntivo, diminuindo assim a quantidade de estrutura óssea formada.

A Malha de Titânio veio contornar este problema pois ao ser mais rígida impede o colapso por pressão dos tecidos mas ao mesmo tempo é moldável, podendo ser adaptada à anatomia do local. Para além disso apresenta porosidade variável, permitindo suprir a irrigação sanguínea do perióstio para os tecidos moles e vice-versa.

No mercado estão ainda disponíveis malhas de e-PTFE e d-PTFE reforçadas com Malha De Titânio e que, segundo a literatura, parecem trazer vantagens na manutenção do espaço para a nova formação óssea (Liu and Kerns 2014).

#### 2.1.3.2. Desvantagens da Utilização de Membranas Não Reabsorvíveis

---

##### 2.1.3.2.1. Risco de Contaminação Bacteriana

Este risco ocorre sobretudo em membranas e-PTFE e deriva da impossibilidade de suturar a ferida operatória induzindo cicatrização por primeira intenção, o que muitas vezes ocorre em defeitos ósseos extensos. A deiscência da ferida é muitas vezes descrita pela literatura nestes procedimentos bem como a remoção precoce da membrana por infeção o que vai inevitavelmente interferir com o resultado final (Liu and Kerns 2014).

##### 2.1.3.2.2. Necessidade de um Segundo Momento Cirúrgico

Todas as membranas não reabsorvíveis têm de ser removidas o que se traduz numa necessidade de uma segunda cirurgia, com maiores custos para o doente e maior desconforto. Para além disto, uma nova abertura de retalho para remover a membrana leva à perda de uma determinada quantidade de osso ganha previamente com a regeneração (Liu and Kerns 2014).

### 2.1.3.3. Membranas Reabsorvíveis

---

A utilização de membranas reabsorvíveis foi estimulada de modo a contornar as desvantagens existentes no uso de membranas não reabsorvíveis:

- Evitar a necessidade de um segundo procedimento cirúrgico:
  - Menor custo;
  - Menor desconforto.
- Rápida reabsorção em caso de exposição:
  - Menor risco de contaminação bacteriana.

Existem dois tipos de membranas reabsorvíveis, as Membranas Poliméricas e as Membranas de Colagénio (Ali, Karthigeyan et al. 2014, Liu and Kerns 2014).

#### 2.1.3.3.1. Membranas Poliméricas

As Membranas Poliméricas são membranas sintéticas constituídas por poliésteres, poliglicóides e polilactidos e podem ser produzidas de maneira quase ilimitada. São indicadas para preservação alveolar e de defeitos ósseos bem como para aumento do volume ósseo. A sua constituição permite que sejam totalmente bio degradadas através do Ciclo de *Krebs*, formando-se dióxido de carbono e água, não existindo portanto necessidade da sua remoção. Segundo a literatura a sua utilização parece ser vantajosa. O grupo de *Lekovic et al* em 1998, observaram que, a 6 meses, a utilização destas membranas apresentam menor altura óssea, menor perda horizontal e maior preenchimento alveolar quando em comparação com controlos sem membrana. Resultados igualmente favoráveis foram encontrados por *Simon et al* (Lekovic, Camargo et al. 1998, Simon, Von Hagen et al. 2000). Embora reabsorvíveis, estas membranas podem desencadear também reações inflamatórias por parte do organismo (Piattelli, Scarano et al. 1998).

#### 2.1.3.3.2. Membranas de Colagénio

A maior parte destas membranas deriva de uma combinação de Colagénio tipo I e tipo III de origem bovina, porcina ou humana. O Colagénio apresenta algumas características que o tornam uma boa membrana: Capacidade hemostática, capacidade quimiotática para fibroblastos do ligamento periodontal e gengivais, fraca capacidade de provocar reações imunes, fácil manipulação. Tal como as Membranas Poliméricas também estas são completamente degradadas pelo organismo (Liu and Kerns 2014). A utilização destas membranas parece ser vantajosa. No seu estudo de 1997, *Zitzmann et al*, compararam a utilização de uma Membrana de Colagénio combinada com o uso de material de enxerto ósseo com a utilização de uma membrana não reabsorvível e-PTFE sozinha, tendo encontrado uma maior percentagem de formação óssea no primeiro grupo (Zitzmann, Naef et al. 1997, Turri, Elgali et al. 2016).

#### 2.1.3.4. Desvantagens Das Membranas Reabsorvíveis

---

Um dos principais problemas da utilização destas membranas está relacionado com o colapso das mesmas. Assim, apenas quando utilizadas em conjunto com material de enxerto ósseo, é que se conseguem resultados similares ou até melhores que os registados com membranas não-reabsorvíveis. Para além disto, a degradação das Membranas Poliméricas pode resultar na acidificação do meio, o que altera negativamente a capacidade de formação óssea.

A literatura refere também que as Membranas De Colagénio podem apresentar uma velocidade de reabsorção bastante elevada e numa menor formação óssea (Ali, Karthigeyan et al. 2014, Liu and Kerns 2014).



## 2.1.4. Elevação do Seio Maxilar

---

Os procedimentos de elevação de seio maxilar estão indicados em situações onde exista pouca altura óssea ao nível posterior da maxila. Esta técnica foi descrita inicialmente por *Boyne* (Boyne and James 1980, Ali, Karthigeyan et al. 2014).

O seio maxilar, é o maior dos seios paranasais. Este tem uma forma piramidal e é limitado anteriormente pela superfície vestibular da maxila, posteriormente pela fossa pterigomaxilar e pela fossa infratemporal e medialmente pela parede nasal lateral que o separa a cavidade nasal. A nível medial observa-se um orifício, o óstio semilunar, que permite a comunicação do seio com a cavidade nasal. A base do seio é constituída pelos processos alveolares da maxila.

Com o envelhecimento a base do seio tende a ser reabsorvida formando-se muitas vezes deiscências em redor das raízes dos dentes maxilares. A função do seio maxilar ainda não é totalmente conhecida, no entanto sugere-se que este sirva para:

- Equilíbrio do peso da cabeça;
- Proteção das estruturas craniofaciais;
- Equilíbrio térmico do organismo;
- Humidificação do ar inalado;
- Secreção de muco;
- Aumento da superfície olfativa;
- Manutenção da ressonância vocal (Lee, Jin et al. 2014).

A necessidade de elevação de seio maxilar advém de dois processos fisiológicos: - A pneumatização do seio e a reabsorção do processo alveolar maxilar, e que se traduzem numa menor espessura óssea disponível para a reabilitação com implantes (Lee, Jin et al. 2014).

A pneumatização do seio maxilar ocorre durante o crescimento e provoca um aumento do seu volume. As causas deste aumento estão normalmente relacionadas com fatores hereditários, configuração craniofacial, densidade óssea, hormonas de crescimento, pressão intra-seio, cirurgia prévia e exodontia de dentes posteriores. A bibliografia consultada sugere existir uma maior pneumatização após exodontias múltiplas adjacentes maxilares, exodontias de dentes envolvidos apicalmente pelo seio e mais proeminente em segundos molares face a primeiros molares (Sharan and Madjar 2008).

A reabsorção óssea alveolar é um processo de perda óssea que está inerentemente associado às exodontias maxilares e que, apesar de se verificar sobretudo nos primeiros seis meses após o procedimento, pode persistir por um longo período de tempo (Lee, Jin et al. 2014).

Várias técnicas estão descritas para elevação do seio maxilar, no entanto apenas duas são consideradas mais estáveis pelos autores para induzir aumento vertical da maxila (Ali, Karthigeyan et al. 2014).

#### 2.1.4.1. Técnica Da Janela Lateral Ou Técnica Direta

---

Esta técnica parte de uma modificação de *Tatum* da técnica de *Caldwell-Luc* para acesso ao seio maxilar e requer 4 osteotomias lineares, duas horizontais e duas verticais, de modo a formar uma janela óssea por lateral do seio maxilar sem lesar a membrana de *Schneider*. Após a osteotomia a membrana de *Schneider* é exposta, promovendo-se o seu descolamento, de modo a formar-se uma cavidade entre a base do seio e a membrana. De seguida, esta cavidade vai ser preenchida por material de enxerto ósseo. Após este procedimento a colocação dos implantes deverá ser realizada com um intervalo de 6 meses (Ali, Karthigeyan et al. 2014).

#### 2.1.4.2. Técnica Indireta ou de *Summers*

---

Tal como o nome indica, esta técnica foi desenvolvida por *Summers* e aplica-se em casos onde a altura necessária a obter é reduzida. A primeira parte desta técnica é similar a uma colocação de implante em zonas normais, realizando-se o preparo do leito com a sequência de brocas a utilizar normalmente, tendo apenas em consideração a profundidade do preparo. Este deve ficar a 1 mm do seio maxilar. De seguida, são utilizados osteótomos de diâmetro crescente que vão promover a compactação óssea quer lateral quer apicalmente, empurrando assim a membrana de *Schneider* para apical. Por último é colocado material de enxerto ósseo apicalmente e sobre este o implante (Ali, Karthigeyan et al. 2014).

#### 2.1.5. Lateralização do Nervo Alveolar Inferior

---

A lateralização do nervo alveolar inferior consiste na exposição cirúrgica do nervo alveolar inferior, seguida da tração lateral do mesmo. Esta tração, provisória, permite a colocação de implantes perpendicularmente ao trajeto do nervo e com um comprimento maior do que aquele que se conseguiria alcançar caso o nervo permanecesse na posição inicial. Após a colocação, o nervo é libertado e colocado em contato com o implante (Abayev and Juodzbaly 2015). *Diaz et al*, no seu estudo de 2013, admitem que este procedimento parece ter uma elevada taxa de sucesso (97,36%), sendo que após 8 semanas 94,73% dos doentes que foram submetidos a esta modalidade de tratamento não apresentaram qualquer alteração neurosensitiva (Fernandez Diaz and Naval Gias 2013).

Alguns autores sugerem também a transposição do alveolar como meio de tornar o seu trajecto mais vestibularizado. Neste procedimento é realizada uma corticotomia ao nível do buraco mentoniano, o que faz deslocar o nervo alveolar inferior para o exterior do seu leito ósseo ficando esse espaço livre para a colocação de implantes. Apesar de ser um procedimento complexo, a literatura refere que este método é mais popular

que o método de lateralização do nervo alveolar inferior. Segundo a revisão de *Abayev*, 51,44% dos procedimentos estudados envolviam transposição do nervo alveolar face a 48,56% onde o procedimento utilizado foi a lateralização (*Abayev and Juodzbaly* 2015).

A opção de utilizar um procedimento ou o outro está dependente da quantidade de nervo que necessitamos de libertar. Segundo *Lorean*, alongar o nervo alveolar inferior entre 10 a 17% do seu comprimento original pode provocar alterações no mesmo. Assim, se a necessidade de alongar o nervo for elevada, o ideal será recorrer à transposição do mesmo, limitando a lateralização para situações onde o alongamento do nervo é mais reduzido (*Lorean, Kablan et al.* 2013).

As principais vantagens da utilização destas técnicas são:

- Possibilidade de utilização de implantes mais longos;
- Colocação dos implantes no mesmo procedimento cirúrgico;
- Elevada estabilidade primária fruto da ancoragem cortical;
- Redução da necessidade de enxertos ósseos, diminuindo assim o número de procedimentos cirúrgicos e reduzindo a morbilidade do doente;
- Possibilidade de carga imediata;
- Taxa de sucesso similar à verificada em colocações de implantes standardizadas;
- Melhor biomecânica ao induzir uma correta proporção coroa-implante (*Abayev and Juodzbaly* 2015).

Como desvantagens deste método temos:

- Alteração da morfologia óssea impossível de recuperar;
- Diminuição da quantidade óssea disponível e como tal maior risco de fratura mandibular;
- Risco de osteomielite;
- Aparecimento de alterações neurosensitivas (*Abayev and Juodzbaly* 2015, *Abayev and Juodzbaly* 2015).

## 2.1.6. Materiais para Enxerto Ósseo

---

Quando falamos de enxertos podemos falar de:

- Enxertos Autógenos;
- Aloenxertos;
- Xenoenxertos;
- Enxertos Alop lásticos;
- Factores de Crescimento (Ali, Karthigeyan et al. 2014).

### 2.1.6.1. Enxertos Autógenos

---

Enxertos autógenos são enxertos transferidos de uma parte do corpo para outra sendo o dador e o recetor o mesmo indivíduo. Estes enxertos são considerados como o material de enxerto *Gold Standard* pois possuem propriedades osteogénicas, osteoindutoras e osteocondutoras. Estes podem ser constituídos por osso cortical, osso medular ou uma combinação de ambos. Normalmente são obtidos de locais como: Mandíbula, Maxila, Tíbia, Crânio e Crista Ilíaca. Têm como vantagens conseguir evitar uma reação imune por parte do local receptor e ao mesmo tempo transferir células osteocompetentes. No entanto estão quase sempre associados a um maior número de procedimentos cirúrgicos por parte do doente e a um consequente atraso no tratamento e morbilidade associada à zona dadora (Ali, Karthigeyan et al. 2014, Nazirkar, Singh et al. 2014).

### 2.1.6.2. Aloenxertos

---

Os aloenxertos são adquiridos a partir de dadores diferentes dos receptores, mas dentro da mesma espécie. Normalmente têm capacidade osteocondutora mas uma reduzida capacidade osteoindutora, derivada à diminuída concentração de proteínas de crescimento ósseas. Têm a

vantagens de serem enxertos muito compatíveis com o receptor, visto serem da mesma espécie, no entanto têm o potencial de se poderem comportar como antígenos e simultaneamente transferirem patologias provenientes do dador (Ali, Karthigeyan et al. 2014).

#### 2.1.6.3. Xeno-enxertos

---

Os xeno-enxertos são materiais provenientes de espécies diferentes do receptor e são maioritariamente bovinos ou derivados de coral. Apresentam um menor grau de reabsorção face aos alo-enxertos, não obrigam o doente a vários procedimentos cirúrgicos e como tal também não existe morbilidade associada à sua obtenção. No entanto também a sua capacidade de formação óssea é mais reduzida face aos anteriores. Apesar de desprezível, apresentam um pequeno risco de transmissão de patologias (Ali, Karthigeyan et al. 2014, Nazirkar, Singh et al. 2014).

#### 2.1.6.4. Aloplásticos

---

Estes derivam de materiais sintéticos, sendo os mais comuns a Hidroxiapatite, o Fosfato De Cálcio, os Vidros Bioactivos e o Polimetilmetacrilato. Por serem totalmente sintéticos o risco de transmissão de patologias é nulo com estes materiais. No entanto apresentam um tempo de reabsorção aumentado e uma diminuição na quantidade de novo osso formado face aos alo-enxertos e xeno-enxertos (Ali, Karthigeyan et al. 2014).

#### 2.1.6.5. Fatores de Crescimento

---

Ao longo da última década foi sendo desenvolvido um conjunto de novos materiais que providenciam não só capacidades antibacterianas como também osteoindutoras. Materiais como as Nanopartículas De Prata (agNPs) ou o Quitosano Quaternário parecem ser promissores devido não

só à sua biocompatibilidade como também aos seu elevado espectro antibacteriano. Por outro lado, materiais como os Fatores De Crescimento Fibroblásticos, os Fatores De Crescimento Tipo Insulina (IGF) ou o Fator De Crescimento Vascular Endotelial parecem ter uma influência relevante na osteogénese e na angiogénese. No entanto, apenas as Proteínas Ósseas Morfogénicas (BMP) permitem induzir formação de novo tecido ósseo quando estamos perante uma lesão pro-fibrótica como é o caso de muitas das lesões ósseas dentárias (Lu, Liu et al. 2016). As BMP são um grupo de proteínas descobertas em 1965 por *Urist*. Estas parecem ser essenciais na diferenciação, proliferação, inibição de crescimento e maturação de uma larga variedade de células e têm sido amplamente estudadas para a prevenção da osteoporose, cicatrização de fraturas ósseas, tratamento de defeitos periodontais e estimulação da resposta óssea face à utilização de materiais aloplásticos. Existem 20 diferentes BMP's no entanto apenas 4, (BMP-2, BMP-4, BMP-6 E BMP-7) são consideradas relevantes devidos às suas propriedades osteocondutoras (Nazirkar, Singh et al. 2014).

### 2.1.7. Outros Materiais

---

#### 2.1.7.1. Fatores de Crescimento Derivados das Plaquetas

---

As plaquetas são constituídas por diferentes factores de crescimento que se ligam aos tecidos após trauma tais como o Fator de Crescimento Transformante (TGF- $\beta$ ), o Fator de Crescimento Derivado Das Plaquetas, o Fator de Crescimento Tipo-Insulina e Fatores de Crescimento Fibroblásticos e que atuam como factores diferenciais na regeneração dos tecidos periodontais.

#### 2.1.7.2. Fator de Crescimento Transformante

---

As TGF-  $\beta$  são um conjunto de proteínas que estão envolvidas na formação e desenvolvimento de vários tecidos e que são consideradas

agentes osteopromotores que induzem a cicatrização óssea. Apesar de existirem três subtipos apenas a TGF- $\beta$ 1 e TGF- $\beta$ 2 são importantes para a cicatrização do tecido conjuntivo e para a regeneração óssea. Estas encontram-se maioritariamente nas plaquetas e em alguns macrófagos. Aquando da regeneração óssea esta é inicialmente, na fase inflamatória, emitida pelas plaqueta e vai induzir a angiogénese e limitar a atividade osteoclástica. Posteriormente, durante a formação óssea vai induzir a mitose dos osteoblastos e regular a mesma (Nazirkar, Singh et al. 2014).

#### 2.1.7.3. Polipéptidos Bioativos

---

Os Polipéptidos Bioativos atuam como osteoindutores. Os principais péptidos estudados têm sido o P-15 e o 117 MV; estes quando associados com uma matriz óssea osteocondutora parecem aumentar o seu efeito osteoindutor (Nazirkar, Singh et al. 2014).

#### 2.1.7.4. Emdogain®

---

O Emdogain® é um composto constituído maioritariamente por Amelogenina (90%). Os restantes 10% compreendem uma matriz proteica constituída por Enamelina, Tuftelina, Amelina e Albumina. Este material tem sido utilizado em regeneração periodontal e recentemente alguns estudos sugerem que pode existir algum potencial na sua utilização na regeneração óssea (Nazirkar, Singh et al. 2014).



## 2.2. Métodos para Potenciar a Ancoragem à Estrutura Óssea

---

### 2.2.1.Implantes Zigomáticos

---

A utilização de implantes zigomáticos foi sugerida por Brånemark, que inicialmente julgou serem uma alternativa reabilitadora para pacientes portadores de hemimaxilectomias fruto de trauma, defeitos congénitos ou tumor. Posteriormente, este procedimento foi adotado para reabilitação de maxilas atroficas, apresentando vantagens face às alternativas existentes:

- Não necessidade de invasão do seio maxilar;
- Maior conforto para o doente, evitando necessidade de enxertos ósseos;
- Procedimento mais célere (Sharma and Rahul 2013, Aparicio, Manresa et al. 2014).

Assim, a principal indicação de utilização destes implantes resume-se a reabilitação de doentes edêntulos a nível maxilar, uni ou bilateralmente, com elevada pneumatização do seio maxilar e com reabsorção severa da crista óssea alveolar ao nível da área molar ou pré-molar. À utilização destes implantes está normalmente associada a colocação de dois ou quatro implantes anteriores em posição axial (Aparicio, Manresa et al. 2014).

A posição anatómica do osso zigomático faz com que estes implantes apresentem um desenho específico e diferente de todos os restantes implantes utilizados. O implante original, criado por Brånemark, apresentava comprimentos entre os 30 mm e os 52,5 mm e foi desenhado de forma a poder ser inserido a palatino da crista alveolar na zona pré-molar, percorrendo lateralmente o seio maxilar, sendo necessário para tal a abertura de janela lateral e descolamento do seio no seu trajeto, terminando no osso zigomático. Esta técnica foi chamada de trans-sinusal. A porção

mais coronal no implante, na sua versão original, apresentava uma angulação de 45°, para poder compensar a elevada inclinação necessária para a colocação do mesmo (Ali, Karthigeyan et al. 2014, Aparicio, Manresa et al. 2014).

O procedimento de colocação destes implantes tem vindo a sofrer modificações ao longo do tempo. Numa primeira fase, a colocação pela técnica sugerida por Brånemark, levava a que, em doentes com pronunciadas concavidades por lateral do seio maxilar, existisse uma emergência do implante numa posição muito palatinizada. Isto traduzia-se numa reabilitação com próteses que ocupavam bastante espaço ao nível do palato induzindo desconforto, dificuldades de higienização e alteração de fonética aos doentes portadores das mesmas (Al-Nawas, Wegener et al. 2004, Aparicio, Manresa et al. 2014). Assim, têm vindo a ser desenvolvidas novas técnicas, individualizadas à anatomia do doente, e que permitem elaborar reabilitações estáveis mas mais confortáveis face às originalmente descritas. Diversos autores têm desenvolvido o conceito ZAGA (*Zygomatic Anatomy-guided Approach*). Segundo este conceito, o trajeto do implante zigomático vai estar dependente da anatomia do doente, deixando de ser necessário a abertura de janela lateral ao seio, e podendo o implante ser colocado num trajeto completamente extra-sinusal. Do mesmo modo a ancoragem do implante poderá limitar-se ao osso alveolar e zigomático ou em casos de elevada concavidade, apenas ao osso zigomático. Desta forma a reabilitação vai tornar-se mais confortável para o doente, conseguindo-se uma emergência menos palatinada dos implantes zigomáticos. Aparicio, no seu estudo onde comparam a colocação de implantes segundo a técnica tradicional com a colocação segundo a ZAGA, identifica diferenças estatisticamente significativas na distância do implante à crista alveolar entre os dois grupos ( $5.12 \pm 2.38$  mm na técnica tradicional vs.  $2.92 \pm 2.30$  mm na técnica ZAGA;  $p=0.000$ ) e que se traduzem num maior conforto, higiene e satisfação do doente. Mais ainda, afirma que na técnica tradicional, existe uma maior prevalência de rinosinusite face à nova técnica ZAGA (54.55% vs

76.25%,  $p = .047$ ) (Aparicio, Manresa et al. 2014, Aparicio, Manresa et al. 2014).

A literatura parece ser unânime no sucesso da colocação de implantes zigomáticos. O grupo de *Aparício*, na sua revisão de 2008, identifica uma taxa de sobrevivência destes implantes de 98,1% (Aparicio, Ouazzani et al. 2008).

Estão descritas algumas complicações relacionadas com o uso destes implantes. A sinusite é, sem dúvida, a principal complicação biológica estudada, sendo que *Aparício e colegas* identificam no seu estudo de revisão uma prevalência de sinusite que varia entre 0% e 36,6%. Complicações mecânicas, como fratura de implante ou prótese estão também descritas na literatura (Malo, Rangert et al. 2003, Al-Nawas, Wegener et al. 2004, Aparicio, Ouazzani et al. 2008, Davo 2009, Sharma and Rahul 2013, Aparicio, Manresa et al. 2014, Aparicio, Manresa et al. 2014).

### 2.2.2. Implantes Pterigoideus

---

A utilização de implantes pterigoideus foi inicialmente descrita por *Tulasne* em 1992, que na sua versão original, ancorou reabilitações maxilares ao nível da apófise pterigoide. A colocação de implantes pterigoideus apresenta como grande mais-valia permitir uma ancoragem ao nível posterior da maxila eliminando a necessidade de enxerto ósseo prévio, elevação de seio ou *cantilever* extenso (Candel, Penarrocha et al. 2012, Ali, Karthigeyan et al. 2014).

A literatura revista não é unânime, não existindo muitas vezes uma definição clara em relação ao local de colocação destes implantes, sendo descritas duas localizações possíveis: - A apófise pterigoide e a região pterigomaxilar. Na versão tradicional, a apófise pterigoide do esfenoide é utilizada para ancorar implantes mais longos (até 22 mm) e com uma

angulação que varia entre os 35° e os 55°. Quando são colocados ao nível da região pterigomaxilar, os implantes apresentam menor comprimento com, no mínimo 7 mm segundo *Candel et al* (2012), e seguem um trajeto paralelo à parede posterior do seio maxilar, com uma angulação de entre 10° a 20°, simulando a angulação de um 3º molar (Candel, Penarrocha et al. 2012, Ali, Karthigeyan et al. 2014).

A taxa de sucesso dos implantes colocados na zona pterigoide parece elevada. *Balshi e colegas*, em 1995, avaliaram 51 implantes pterigoideus com um período de *follow-up* que variou entre 1 e 63 meses, tendo encontrado uma taxa de sucesso de 86,3%. Em 1999, os mesmos autores, voltaram a fazer a mesma avaliação, aumentando a amostra estudada (356 implantes), tendo verificado uma taxa de sucesso de 88,2%. Em ambos os casos foram avaliados implantes com superfície maquinada. Anos mais tarde, em 2005, o grupo de *Balshi* realizou um novo estudo onde, ao invés de superfície maquinada simples, estudou 164 implantes pterigoideus com superfície tratada por óxido de titânio, e após 54 meses de *follow-up*, verificou uma taxa de sucesso de 96,3%. Já a revisão de *Candel*, que agrupou 13 estudos com *follow-up* entre 1 e 123 meses, determinou uma taxa de sucesso média de 90,7% (Balshi, Lee et al. 1995, Balshi, Wolfinger et al. 1999, Balshi, Wolfinger et al. 2005, Candel, Penarrocha et al. 2012).

Como principais complicações a literatura descrita salienta o risco de sangramento, fruto da proximidade do leito de colocação destes implantes à artéria maxilar interna. Nesse sentido, *Valeron et al*, no seu estudo de 2007 sugerem que a colocação de implantes pterigoideus seja feita com auxílio de osteótomos ao invés da preparação exclusiva com brocas. Já em 2009, *Penarrocha et al*, sugerem que a utilização de brocas deverá apenas servir para a preparação do leito implantar sobretudo ao nível do osso cortical (Valeron and Valeron 2007, Penarrocha, Carrillo et al. 2009).

A posição de colocação do implante, muito posterior, parece ser outro problema comumente descrito. O grupo de *Vrielinck*, no seu estudo de

2003, indica que 4 dos 6 implantes colocados foram perdidos devido à dificuldade de serem posicionados no leito previamente preparado (Vrielinck, Politis et al. 2003).

### 2.2.3. Implantes Curtos

---

A perda dentária posterior, tanto mandibular como maxilar, ao favorecer a redução da quantidade óssea disponível, pode limitar a utilização de implantes considerados como de comprimento standard. A utilização de implantes curtos na reabilitação oral foi inicialmente descartada, pois a um implante curto está associada uma menor superfície de contacto com o osso alveolar e assim, a osseointegração poderia estar comprometida. Segundo o grupo de *Lemos* o sucesso da reabilitação com implantes está dependente da osseointegração dos mesmos que por sua vez é promovida através de uma grande área de contacto osso/implante. Assim, quanto maior o implante, maior a área de contacto existente e portanto melhor a sua osseointegração (Lemos, Ferro-Alves et al. 2016).

Hoje em dia, alguns autores consideram a utilização de implantes curtos como uma alternativa de reabilitação sobretudo em zonas desdentadas posteriores. A introdução de novos desenhos para os implantes, com a superfície maquinada a dar lugar a uma superfície rugosa, tanto por adição como por subtração de material, com o consequente aumento da superfície de contacto osso/implante, levou a que estes implantes se tornassem uma alternativa na reabilitação de zonas com pouca disponibilidade óssea (Annibali, Cristalli et al. 2012, Lemos, Ferro-Alves et al. 2016).

O grupo de *Lops*, no seu estudo retrospectivo a 20 anos, demonstraram que o sucesso da reabilitação com implantes não parece estar dependente do comprimento do mesmo. Neste estudo foram avaliados 257 implantes, 149 com 10 mm de comprimento (considerados standard) e 108 com 8 mm de comprimento (considerados curtos), colocados em ambos os maxilares tanto anterior como posteriormente. Os parâmetros avaliados foram: - Taxa

de Sucesso Cumulativo, Taxa de Sobrevivência Cumulativa, Perda Óssea Marginal e Profundidade de Sondagem. Aos 20 anos registou-se uma Taxa de Sobrevivência Cumulativa de 95,9% para os implantes longos e de 92,3% para os implantes curtos e uma taxa de sucesso cumulativo de 78,3% e de 81,4% respectivamente, não existindo diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos. Quando comparada a localização, verificou-se uma taxa de sobrevivência cumulativa de 95% para implantes curtos colocados em localizações posteriores e de 96,4% quando estes foram colocados em localizações anteriores, não se verificando diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos. Para além disso, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas relativamente à perda óssea marginal e profundidade de sondagem entre os dois grupos. Assim, segundo os autores deste estudo, os factores envolvidos na taxa de sobrevivência dos implantes parecem ser independentes do tamanho dos mesmos (Lops, Bressan et al. 2012).

A literatura não nos responde a algumas questões. A definição de implantes curtos ainda não está estabelecida. Alguns autores referem que, para um implante ser considerado curto, o seu comprimento terá de ser  $\leq 10$  mm, enquanto que outros estudos afirmam que este comprimento deverá ser  $< 10$  mm,  $< 8,5$  mm,  $< 8$  mm,  $< 7$  mm, e até mesmo  $\leq 5$  mm (das Neves, Fones et al. 2006, Morand and Irinakis 2007, Esposito, Cannizarro et al. 2011, Pommer, Frantal et al. 2011, Sun, Huang et al. 2011, Telleman, Raghoobar et al. 2011, Atieh, Zadeh et al. 2012).

A falta de consenso relativamente ao tamanho máximo de um implante curto pode de fato levar a resultados enviesados. O grupo de *Lemos*, na sua revisão sistemática de 2016, compararam a taxa de sobrevivência de implantes com comprimento  $>10$  mm (considerados standard) com implantes de comprimento  $\leq 8$  mm (considerados curtos), colocados a nível posterior. Nesta revisão foram incluídos 13 estudos compreendendo um total de 2631 implantes, sendo que 1650 eram de comprimento standard e 981 curtos. Verificou-se que 83 implantes falharam (3,15%) sendo que destes 45 correspondiam a implantes de comprimento standard (2,72%) e 38 eram

implantes curtos (3,87%), não se tendo verificado diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos. Fruto da falta de consenso verificada na literatura, realizou-se uma sub-análise, dentro do grupo dos implantes curtos, de modo a comparar se um comprimento inferior a 8 mm correspondia a uma taxa de sobrevivência similar a um implante de 8 mm e/ou a um implante de comprimento maior que 8 mm, sendo que se verificaram diferenças estatisticamente significativas quando comparados implantes <8 mm com implantes >8 mm (Lemos, Ferro-Alves et al. 2016).

Assim, segundo *Lemos*, faz sentido que os implantes só sejam considerados curtos a partir de um comprimento de 8 mm, visto ser a partir destas medidas que os resultados parecem divergir face a implantes de comprimentos maiores (Lemos, Ferro-Alves et al. 2016).

Relativamente ao tratamento da superfície, a literatura sugere que implantes curtos de superfície maquinada apresentam pior prognóstico face a implantes de superfície rugosa. *Maló et al*, avaliaram a influência da superfície na sobrevivência de implantes curtos (7mm), comparando implantes maquinados com implantes de superfície moderadamente rugosa, quando colocados na maxila e na mandíbula tendo verificado que a perda de implantes apenas ocorreu no grupo maquinado, tendo sido superior na maxila (11,1%) face à mandíbula (1,9%) (Malo, de Araujo Nobre et al. 2007, Deporter 2013).

Segundo *Deporter*, no seu estudo de 2013, hoje em dia a maior parte dos implantes utilizados apresentam superfície moderadamente rugosa (1 a 3  $\mu$ m), tratada com ácido ou jateada (Deporter 2013).

O sucesso associado aos implantes curtos ainda não foi corretamente medido. Alguns *clinical trials* com *follow-ups* de um ano após carga sugerem que o recurso a implantes curtos apresenta resultados tão bons ou melhores que a utilização de implantes longos com recurso a aumento da dimensão óssea (Esposito, Cannizarro et al. 2011). *Atieh et al*, afirmam na sua revisão sistemática que as taxas de sucesso da reabilitação diminuem com o uso de implantes com comprimento < 8 mm (Atieh, Zadeh et al.

2012). *Telleman et al*, no seu estudo, concluíram existir uma relação negativa entre o comprimento do implante (que variou entre 5 e 8,5 mm) e a taxa de sucesso do mesmo (Telleman, Raghoobar et al. 2011).

#### 2.2.4.Implantes Angulados

---

O termo implante angulado refere-se a um implante cujo posicionamento se situa angulado em 30° ou mais, face a um implante ou eixo axial. A colocação de implantes angulados apresenta benefícios cirúrgicos e protéticos: Permite utilizar implantes mais compridos em caso de altura óssea mais reduzida, aumentando a área de contacto e a osseointegração dos mesmos; diminuí a necessidade de *cantilever* em reabilitações totais, permitindo uma melhor distribuição das forças mastigatórias; permite uma melhor ancoragem em osso cortical; reduz a necessidade de enxertos ósseos e elevação de seio (Krekmanov, Kahn et al. 2000, Ata-Ali, Penarrocha-Oltra et al. 2012).

Alguns autores afirmam que a angulação do implante pode levar à perda do mesmo pela ação de forças em direção desfavorável sobre o osso, e daí advir a necessidade, amplamente divulgada, de se ferulizarem as reabilitações protéticas com recurso a implantes angulados. Quanto à eficácia dos implantes angulados, os dados obtidos são contraditórios. *Ata-ali et al*, na sua meta-análise onde comparava estudos que utilizaram implantes curtos vs. implantes angulados, referencia não só estudos onde os resultados indicam que a angulação parece ser favorável como também estudos cujos resultados indicam o oposto (Ata-Ali, Penarrocha-Oltra et al. 2012). Há também um estudo analisado onde a angulação do implante parece não exercer qualquer impacto na taxa de sucesso deste (Krekmanov, Kahn et al. 2000, Aparicio, Perales et al. 2001, Malo, Rangert et al. 2005, Balleri, Ferrari et al. 2010, Ata-Ali, Penarrocha-Oltra et al. 2012). Relativamente à perda óssea marginal, o mesmo artigo afirma não existirem



diferenças estatisticamente significativas entre a colocação de implantes com diferentes angulações (Ata-Ali, Penarrocha-Oltra et al. 2012).

*Saab*, no seu estudo de 2007, compararam a utilização de implantes angulados com implantes retos em reabilitações unitárias ao nível da máxima anterior, com recurso a elementos finitos. Como resultado, encontraram um valor de deformação óssea 15% superior na utilização de implantes retos face à utilização de implantes angulados (*Saab*, Griggs et al. 2007).

O grupo de *Bahuguna*, no seu estudo de 2013, comparou a tensão registada ao nível ósseo quando aplicadas diferentes forças mastigatórias sobre implantes cujo pilar apresentava diferentes graus de angulação. Para isso utilizou implantes com angulação de 0°, 10°, 15° e 20° sobre os quais exerceu cargas axiais de 100, 125, 150, 175 e 200 N, e cargas oblíquas de 50 N. Como resultado identificou que, embora a tensão aumente com o aumento de angulação do implante, esta está dentro de valores aceitáveis pelo osso (*Bahuguna*, Anand et al. 2013).

Mais recentemente, alguns autores, com auxílio de sistemas de análise virtual, admitiram que também os casos de reabilitação unitária podem ser resolvidos com recurso a implantes angulados, não se verificando diferenças na perda óssea marginal quando comparados com implantes em posição axial.

### 2.2.5. Tratamento de Superfície dos Implantes

---

A osteointegração é definida experimentalmente e em termos histológicos como o contacto mais próximo entre o osso e um material de implante e que se traduz, em termos clínicos na anquilose de um implante no osso tendo sido verificada inicialmente em implantes com superfícies de Titânio. O mecanismo fisiológico que está por detrás deste processo resulta de uma reação de corpo estranho. O trauma inicial de colocação de um implante gera um intenso stresse oxidativo que resulta numa produção de

radicais livres e derivados oxigenados sobre a superfície de titânio, induzindo a oxidação do mesmo e a formação de Óxido de Titânio (TiO<sub>2</sub>). Este óxido, poroso, é posteriormente invadido por iões de cálcio e fosfato derivados do osso circundante, induzindo a formação óssea (Dohan Ehrenfest, Coelho et al. 2010).

A superfície do implante parece ser crucial para o sucesso da reabilitação implanto-suportada. Hoje em dia existem diversos processos que alteram a superfície do implante e que idealmente visam melhorar, acelerar e promover o processo de osteointegração. Assim, a superfície do implante pode ser modificada por dois métodos:

- Químicos;
- Morfológicos (Físicos) (Dohan Ehrenfest, Coelho et al. 2010).

#### 2.2.5.1. Métodos Químicos

---

Através destes métodos pretende-se melhorar a interface osso/implante através da incorporação de fases inorgânicas tais como o Fosfato de Cálcio na camada de Óxido de Titânio, com o intuito de estimular a regeneração óssea e a ligação bioquímica entre a matriz proteica e a superfície implantar (Dohan Ehrenfest, Coelho et al. 2010).

#### 2.2.5.2. Métodos Morfológicos

---

Através destes métodos promove-se a alteração da morfologia da superfície do implante (topografia) e da sua rugosidade de modo a influenciar a resposta celular à superfície do mesmo, partindo-se do pressuposto de que determinadas geometrias de superfície podem ser propícias a induzir a movimentação celular em determinados sentidos bem como prevenir a proliferação de tecido epitelial na superfície dos implantes.

A superfície implantar pode ser classificada de acordo com a sua rugosidade, textura e orientação das suas irregularidades. Assim, temos:

De acordo com a rugosidade:

- Implante de superfície minimamente rugosa (0.5-1  $\mu\text{m}$ );
- Implante de superfície com rugosidade intermédia (1-2  $\mu\text{m}$ );
- Implante de superfície rugosa (2-3  $\mu\text{m}$ ).

De acordo com a textura:

- Implante com textura côncava;
- Implante com textura convexa;

De acordo com a orientação das suas irregularidades:

- Implante com superfície isotrópica;
- Implante com superfície anisotrópica (Brunette 1988, Sykaras, Iacopino et al. 2000).

De todas estas propriedades, a rugosidade é sem dúvida a mais estudada e apresenta as seguintes vantagens:

- Aumento da área de contacto entre o osso e o implante;
- Aumento da quantidade óssea presente na superfície do implante;
- Aumento da interação bioquímica entre o osso e o implante (Gupta, Dhanraj et al. 2010).

Existem diferentes processos que induzem alteração da superfície dos implantes, tais como:

1. Jateamento;
2. Adesão química;
3. Criação de superfícies porosas;
4. Superfície de spray de plasma;
5. Pulverização catódica;
6. Superfície anodizada (Gupta, Dhanraj et al. 2010).

#### 2.2.5.2.1. Jateamento

Neste método a superfície do implante é jateada normalmente com partículas de tamanhos variados (150-350  $\mu\text{m}$ ) de Trióxido De Alumínio ou Dióxido De Titânio criando porosidades distintas que variam com, para além do tamanho da partícula, com a pressão, o tempo de jateamento e a distância entre o emissor do jateamento e o implante (Gupta, Dhanraj et al. 2010).

#### 2.2.5.2.2. Adesão Química

Este processo consiste na imersão de um implante metálico numa solução ácida, provocando a corrosão da superfície do mesmo, o que leva ao aparecimento de porosidades de tamanho e formas variadas. Normalmente os ácidos utilizados neste tipo de processo resultam de uma mistura de Ácido Clorídrico e Ácido Sulfúrico (Gupta, Dhanraj et al. 2010).

Uma das principais superfícies de implantes de hoje em dia advém de um tratamento que envolve não só adesão química mas também jateamento prévio. O método SLA (*Sandblasted and acid-etched*) foi introduzido por Buser em 1991, e consiste na produção de porosidades com diâmetro entre os 250 e 500 $\mu\text{m}$  seguidas da imersão em ácido o que se traduz não só numa rugosidade de superfície como também numa microtextura acentuada (Buser, Schenk et al. 1991).

#### 2.2.5.2.3. Criação De Superfícies Porosas

Este método induz a criação de superfícies porosas através da introdução de partículas esféricas cerâmicas ou metálicas na superfície do implante. Dependendo do diâmetro das partículas e da força com que são jateadas vai então formar-se uma superfície diferente, mais ou menos rugosa (Gupta, Dhanraj et al. 2010).

#### 2.2.5.2.4. Superfície de Spray de Plasma

Este método induz a sobreposição de Hidroxiapatite sobre a superfície do implante. Para isso, os cristais de Hidroxiapatite são aquecidos numa chama de Plasma e de seguida projetados sobre a superfície do implante (Gupta, Dhanraj et al. 2010).

#### 2.2.5.2.5. Pulverização Catódica

Tal como no método anterior, a pulverização catódica utiliza Hidroxiapatite para revestir a superfície do implante. No entanto neste método a Hidroxiapatite não é aquecida na chama de plasma, sendo apenas jateada sobre a superfície do implante (Gupta, Dhanraj et al. 2010).

#### 2.2.5.2.6. Superfície Anodizada

A anodização consiste na emersão de um implante num líquido eletrolítico sobre o qual é aplicada corrente elétrica o que leva à adesão de iões à superfície do implante, tornando a camada de Óxido De Titânio mais biocompatível (Gupta, Dhanraj et al. 2010).

### 2.3. *All – on – 4®*

---

O conceito de *Al-on-4®* foi desenvolvido por Paulo Maló em 2003. Este, incluiu no seu estudo retrospectivo de reabilitação total de arcadas mandibulares, 44 pacientes reabilitados com 176 implantes. A colocação dos implantes deu-se na zona inter-mentoniana. Os dois implantes mais anteriores, foram colocados verticalmente seguindo a anatomia da zona. Os dois implantes mais posteriores foram colocados anteriores ao buraco mentoniano, com uma angulação de cerca de 30° em relação ao plano oclusal. A taxa de sobrevivência dos implantes neste estudo foi de 96,7%, sendo que em relação à sobrevivência protética, esta foi de 100% (Malo, Rangert et al. 2003).

A diminuição do número de implantes em reabilitações totais já tinha sido descrita por outros autores. *Brånemark et al.* já em 1983 afirmavam que 4 seria o número mínimo de implantes a colocar para a reabilitação de um maxilar edêntulo. Mais tarde, o mesmo grupo constatou não existirem diferenças estatisticamente significativas na taxa de sobrevivência a 10 anos de reabilitações em maxilares edêntulos com 4 ou 6 implantes (Branemark 1983, Branemark, Svensson et al. 1995).

## 2.4. Método Dos Elementos Finitos

---

A Análise de Elementos Finitos, também conhecida por Método dos Elementos Finitos (MEF), é um procedimento numérico que pode ser utilizado para obter soluções numa larga escala de problemas na área da engenharia nomeadamente problemas que envolvam análise de tensões, transferência de calor, eletromagnetismo e mecânica de fluidos (Moaveni 2003).

Existem na engenharia bastantes problemas práticos para os quais não é possível obter soluções exatas fruto da incapacidade de estabelecer modelos matemáticos precisos das condições iniciais e fronteira dos materiais, sendo necessário recorrer a aproximações numéricas. Estas, em contraste com as soluções analíticas, que mostram o comportamento exato de um sistema em qualquer ponto do mesmo, apenas mostram o comportamento exato em alguns pontos discretos, os nós (Moaveni 2003).

A origem do Método dos Elementos Finitos remonta ao início do século XX através da modelação discreta de barras elásticas. No entanto é atribuída a Courant a verdadeira origem dos elementos finitos, que no início da década de 1940 utilizou este método para análise de problemas de torção. Já na década de 1950 Boeing utilizou os elementos finitos para modelar as asas dos seus aviões. Em 1960 o MEF começou a ser utilizado para outras áreas da engenharia tais como fluidos ou transferência de calor (Moaveni 2003).

A transformação de um problema prático na sua representação matemática passa pela discretização do mesmo, isto é, pela elaboração de elementos. Os elementos estão ligados entre si por nós e são estes que definem quais os graus de liberdade e quais as ações do problema que na realidade existem e podem ser elaboradas. Estas variáveis estão dependentes do material que queremos estudar. A ligação dos elementos com os nós pode gerar formas lineares, áreas ou volumes (Moaveni 2003).

À semelhança das estruturas encontradas na engenharia, também existem no corpo humano estruturas capazes de gerar stress, deformação e rutura sobre outras (Silva, Mendonca et al. 2010). As alterações ósseas peri-implantares, decorrentes de forças mastigatórias, podem ser analisadas através do MEF. *Mauro da Cruz et al.* indica que o MEF é um requisito obrigatório em estudos que pretendam avaliar o stress de materiais (Cruz, Wassall et al. 2009). Hoje em dia, esta análise tem sido realizada em estudos na área da prótese fixa, removível e implantologia.

O MEF é um método virtual. Para ser utilizado é necessário registar computacionalmente as características e anatomia dos materiais a estudar. No caso da implantologia, hoje em dia, é possível através da análise de imagens de Tomografia Computorizada, capturar uma série de imagens da interface implante/osso que após correto processamento, permitem criar modelos 3D de forma a simular forças sobre os diferentes pontos e conhecer o stress/tensão gerados por essas forças nos materiais envolvidos, neste caso, o osso e o implante. O processamento virtual da imagem obtida através da TAC passa por uma simplificação inicial desta, tornando-a menos complexa. De seguida, realiza-se o *Meshing* da imagem, que consiste em tornar a imagem numa malha de nós ligada entre si através de elementos, como se de uma estrutura molecular se tratasse. A transformação da imagem obtida pela TAC numa malha de pontos e nós vai permitir que esta seja analisada através de programas computacionais de elementos finitos. Por último, estando o modelo 3D totalmente construído, torna-se necessário introduzir a cada material as suas propriedades mecânicas (particularmente o Módulo de Elasticidade e o Coeficiente de *Poisson*) e que se encontram previamente definidas, bem como a intensidade, ponto de aplicação e orientação das forças que queremos que atuem sobre o modelo. Com estes dados registados e o modelo completamente definido torna-se então possível simular a ação das diferentes forças aplicadas aos materiais e analisar as consequências destas na manutenção/deformação dos mesmos.



### 2.4.1. Tensões

---

A aplicação de forças externas sobre um determinado corpo fixo leva a que este gere uma resistência a essa força, de igual intensidade e direção oposta à força que lhe foi aplicada, e que se distribui ao longo do material. Esta força interna que o material sofre é chamada de tensão ( $S$  ou  $\sigma$ ). E não é mais do que a força por unidade de área. As tensões são normalmente referidas utilizando como unidade o Pascal (Pa) (Craig, Peyton et al. 1975).

$$1\text{Pa} = 1\text{N/m}^2$$

Uma vez que a tensão varia diretamente com a força e inversamente com a área, a área em que a força é aplicada é uma consideração importante. Este facto é especialmente importante nos materiais dentários, uma vez que as áreas em que são aplicadas as forças na cavidade oral, são muitas vezes extremamente reduzidas. Perante uma força constante, a tensão é inversamente proporcional à área de contacto, ou seja, as tensões podem ser reduzidas se aumentarmos a área na qual a força é aplicada.

As tensões podem ser de diversos tipos:

- Axial
  - Estiramento
  - Compressão
- Corte
  - Cisalhamento
- Momento de torção
- Momento de flexão (Craig, Peyton et al. 1975)

### 2.4.2. Módulo de Elasticidade

---

O módulo de elasticidade ou módulo de Young,  $E$ , traduz a elasticidade de um determinado material. Este valor é dado pela seguinte equação:

$$\text{Módulo de elasticidade} = \text{tensão/deformação ou } E = \sigma / \epsilon$$

Uma vez que a deformação não tem unidade, o módulo de Young assume as mesmas unidades que a Tensão, ou seja, MPa ou GPa (1GPa = 1000MPa).

### 2.4.3. Coeficiente de Poisson

---

Durante as forças de tração e compressão ocorre simultaneamente uma deformação axial e lateral. Sob o efeito de uma tração, o material estira na direção da força e ocorre uma redução da secção. Sob uma compressão a secção aumenta. A razão entre a deformação axial e a deformação lateral designa-se por coeficiente de *Poisson* (Craig, Peyton et al. 1975).

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

---

Neste capítulo é explicado como foi realizada a modelização dos diferentes componente utilizados na simulação bem como o seu posicionamento nos modelos finais. A modelização passou pela criação dos implantes com comprimento de 8, 6 e 4 mm, criação de dois pilares protéticos (0° e 30°), a obtenção de uma mandíbula real e a criação de uma mandíbula virtual e prótese fixa.

Será também abordado quais as condições fronteira, propriedades dos materiais modelizados e localização e intensidade das forças mastigatórias.

### 3.1. Modelização dos Implantes

A realização da modelização dos implantes foi baseada num modelo de implante existente no mercado - Straumann Standard Plus Tissue Level Roxolid Implant® (Institut Straumann, Basel, Switzerland), similar ao implante da Figura 1.



Figura 1 - Straumann Standard Plus Tissue Level Roxolid Implant

Este implante apresenta um colo com 4,8 mm de largura (*regular neck*) e uma largura de corpo de 4,1 mm, conforme demonstrado na Figura 2.

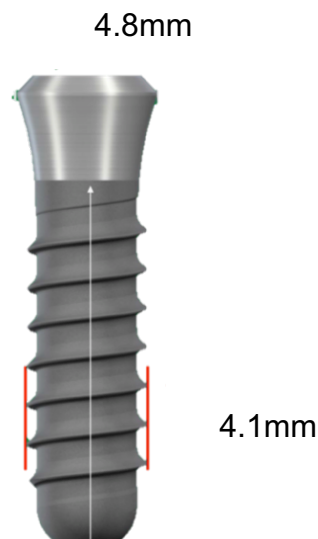
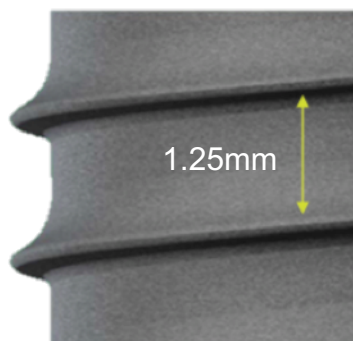


Figura 2 - Dimensões do implante

Relativamente às suas espiras, estas apresentam um passo de rosca de 1,25 mm, tal como a Figura 3 indica.



*Figura 3 - Dimensões da espira*

A altura do colo do implante é fixa para os diferentes comprimentos existentes, medindo 4,8 mm, tal como se apresenta na Figura 4.



*Figura 4 - Altura do colo do implante*

Sobre o implante criado foi desenhado o pilar protético. Como, neste estudo, se utilizaram implantes retos e implantes em posição angulada, foi necessário desenhar dois tipos de pilares, um com angulação reta e outro com angulação de 30°. O nosso modelo baseou-se nos esquemas das Figuras 5 e 6.

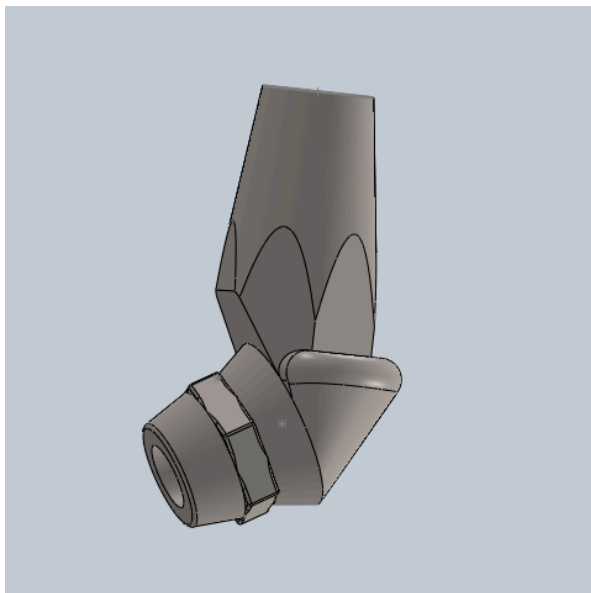


*Figura 5 - Pilar protético reto*



*Figura 6 - Pilar protético angulado*

A modelização dos implantes e respetivos parafusos foi realizada com recurso ao software SOLIDWORKS® (Dassault Systèmes SOLIDWORKS Corp. Waltham, Massachusetts, USA). As Figuras 7 e 8 ilustram os pilares modelados.

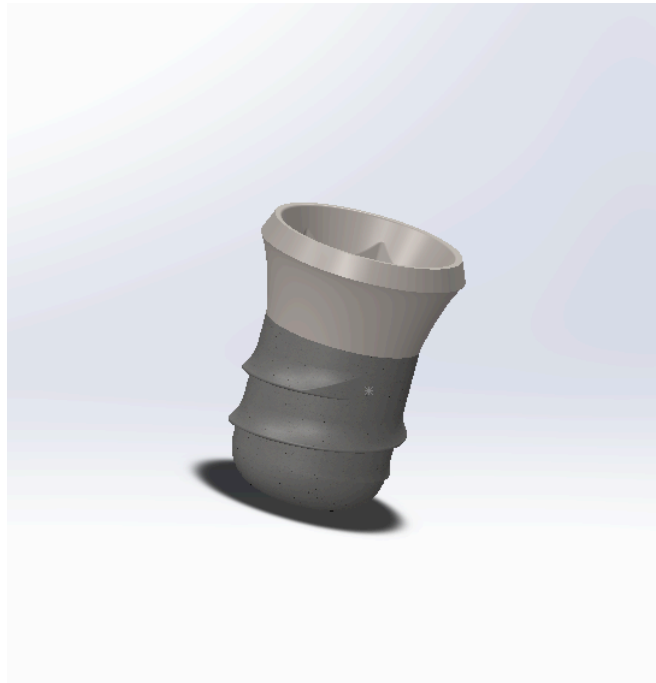


*Figura 7 - Pilar protético com angulação de 30° criado virtualmente*

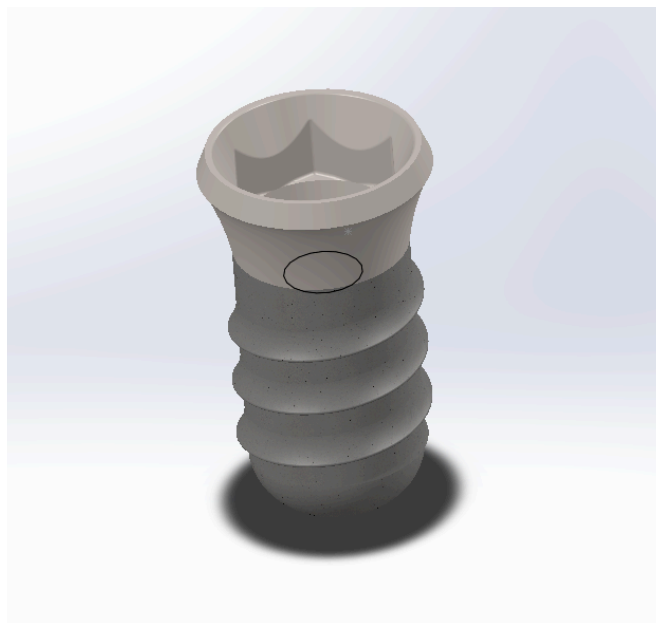


*Figura 8 - Pilar protético reto criado virtualmente*

As Figuras 9, 10 e 11 ilustram os implantes modelados.

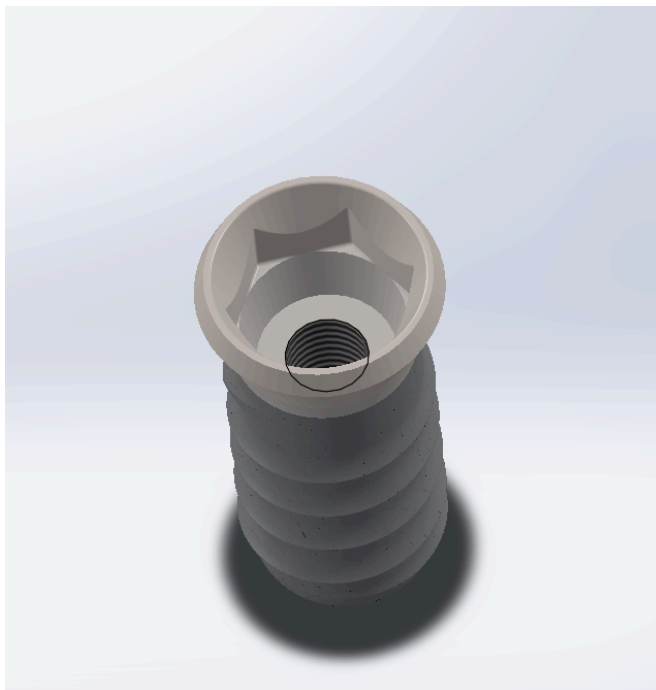


*Figura 9 - Implante de 4 mm criado virtualmente*



*Figura 10 - Implante de 6 mm criado virtualmente*





*Figura 11 - Pormenor da zona da conexão com o pilar no implante de 8 mm*

A realização tão pormenorizada não só do implante como dos seus componentes protéticos foi em parte meramente educativa. Nesse sentido, realizou-se também um parafuso protético que permite aparafusar o pilar ao implante. Este parafuso aparece esquematizado na Figura 12.



*Figura 12 - Parafuso Protético*

Tendo todos os componentes devidamente modelizados tornou-se possível coloca-los em posição semelhante à que ocorre na realidade. Este processo permite obter os conjuntos designados por assemblies. Os assemblies dos implantes estão ilustrados nas Figuras 13, 14 e 15.



*Figura 14 - Assembly do implante de 8 mm com pilar angulado*



*Figura 13 - Assembly do implante de 6 mm com pilar angulado*



*Figura 15 - Assembly do implante de 4 mm com pilar angulado*



*Figura 16 - Assembly do implante de 8 mm com pilar reto*

## 3.2. Modelização da Mandíbula

---

Um dos objectivos deste trabalho é comparar os resultados da simulação virtual quando utilizadas mandíbulas criadas virtualmente com os resultados obtidos aquando da utilização de mandíbulas tendo por base a anatomia humana. Assim, foi necessário encontrar inicialmente uma mandíbula que correspondesse ao que era necessário para este estudo:

- Ausência de dentes mandibulares;
- Osso tipo II.



*Figura 17 - Imagem da ortopantomografia do caso clínico utilizado*

A ortopantomografia apresentada na Figura 17 foi obtida através do ortopantomógrafo ORTOPHOS XG 3D (Sirona Dental GmbH, Salzburg Austria).

Para realizar a modelização virtual da mandíbula foi necessário recorrer ao software Mimics® (Materialise NV, Leuven, Belgium) versão 8.0.2. Este software foi desenvolvido especificamente para processar imagem médica, permitindo segmentar um variado conjunto de imagens resultantes de exames clínicos diversos tais como: Tomografia Computorizada, Ressonância Magnética, Ultrassons ou Microscopia Confocal. Neste estudo, baseamo-nos numa Tomografia Computorizada para a realização da

modelização da mandíbula. A tomografia foi obtida através do mesmo dispositivo com que se obteve a ortopantomografia.

Tal como referido no parágrafo anterior com o Mimics® procede-se à segmentação da imagem, isto é, decompõe-se a imagem nas diferentes partes que a constituem.

Neste caso a imagem foi decomposta em 3 segmentos diferentes:

- Osso Cortical;
- Osso Medular;
- Nervo Alveolar Inferior.

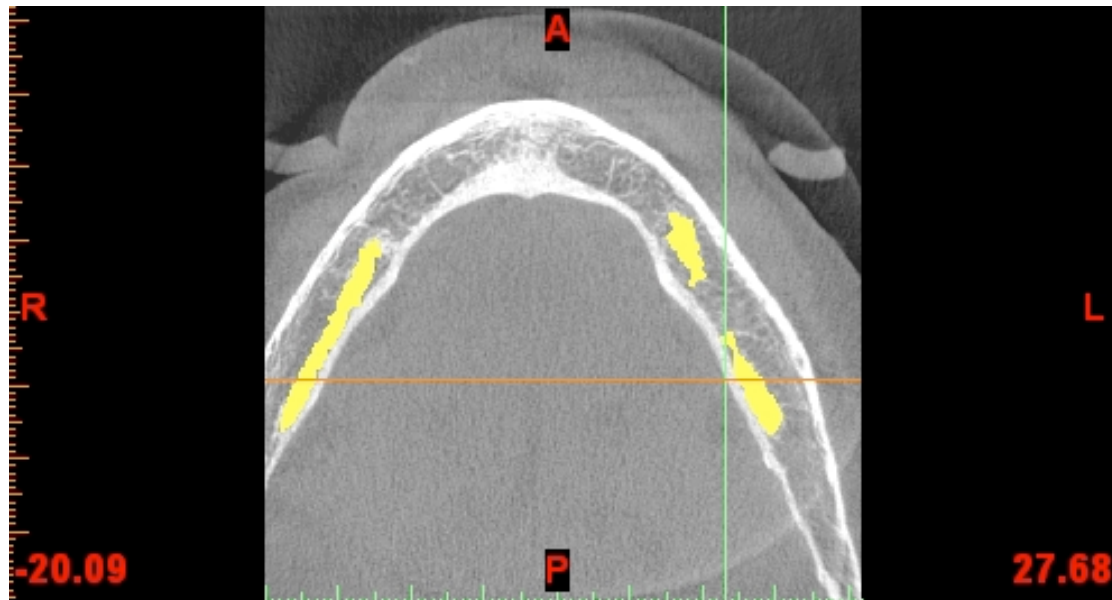
Para que ocorra a segmentação da imagem é então necessário recorrer à criação de máscaras, isto é, identificar as diferentes camadas que compõem o nosso exame radiológico e que normalmente variam em graus de radiopacidade e atribuir um determinado segmento mediante o grau de radiopacidade.

Por ordem decrescente de radiopacidade radiológica podemos distinguir:

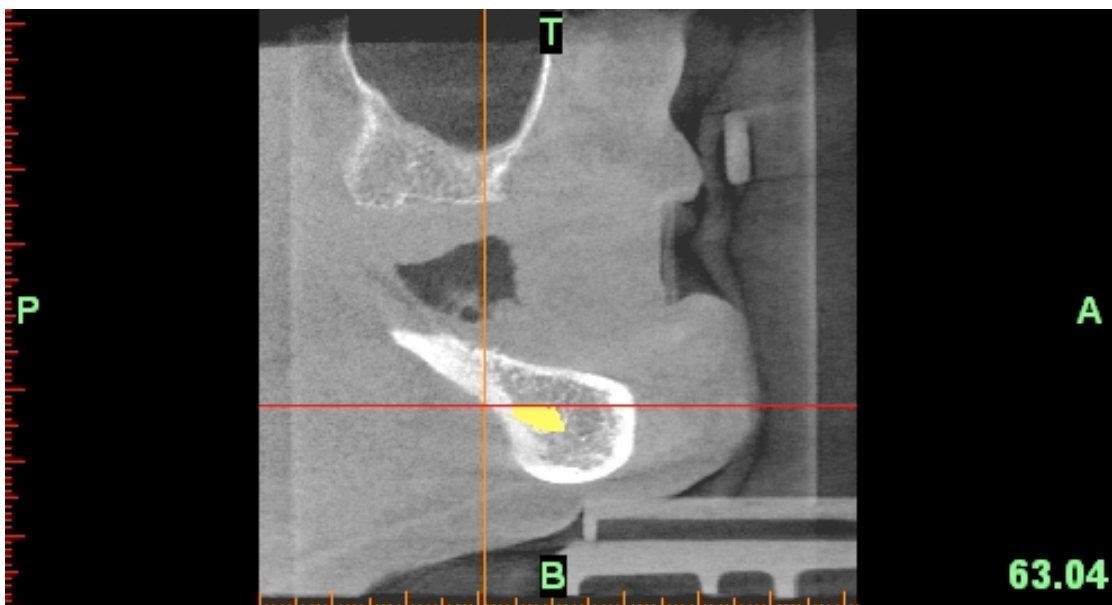
1. Osso Cortical;
2. Osso Alveolar;
3. Nervo Alveolar Inferior.

Para a criação da máscara seleciona-se, inicialmente, uma determinada zona com uma determinada radiopacidade. Depois, o software, de modo indiferenciado, seleciona as áreas da imagem que parecem ter radiopacidade semelhante. De seguida são acionados um conjunto de métodos como *thresholding*, *region growing* ou *morphology operations* que visam aperfeiçoar a imagem e definir o que queremos que pertença ou não a cada máscara.

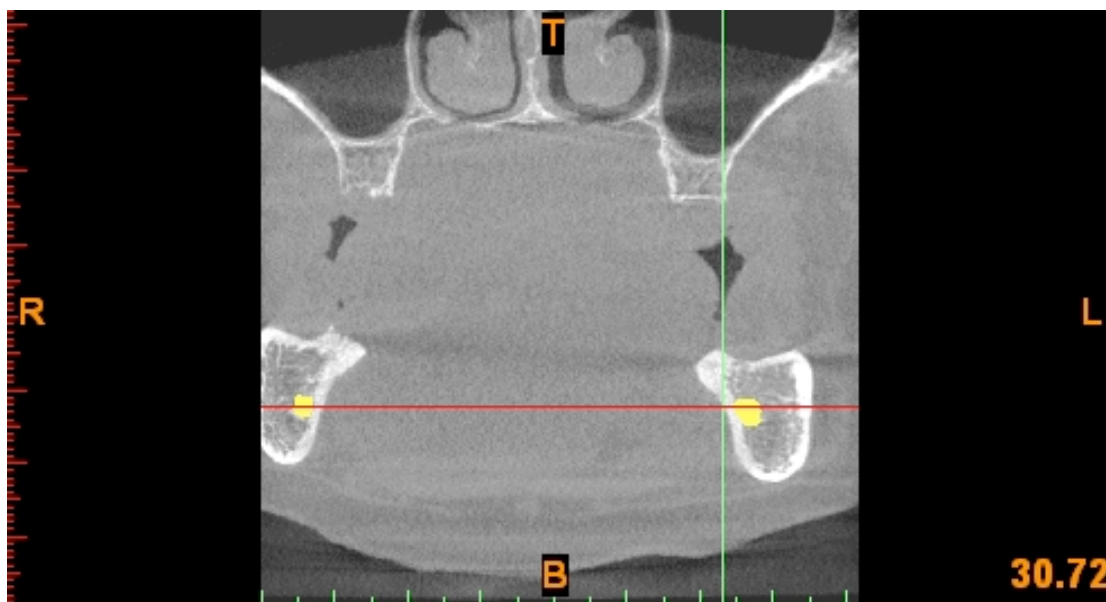
Nas Figuras 18, 19 e 20 é possível ver a identificação do nervo alveolar inferior.



*Figura 18 - Corte axial representativo da máscara do nervo alveolar inferior*

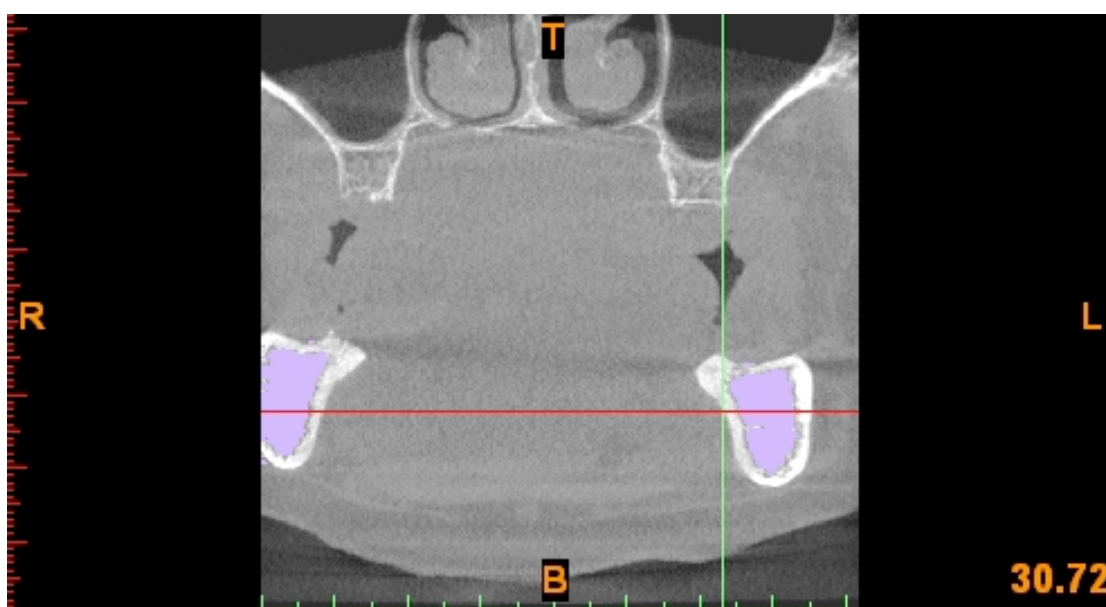


*Figura 19 - Corte sagital representativo da máscara do nervo alveolar inferior*



*Figura 20 - Corte coronal representativo do nervo alveolar inferior*

As Figuras 21, 22 e 23 representam o osso trabeculado.



*Figura 21 - Corte coronal representativo do osso trabeculado*



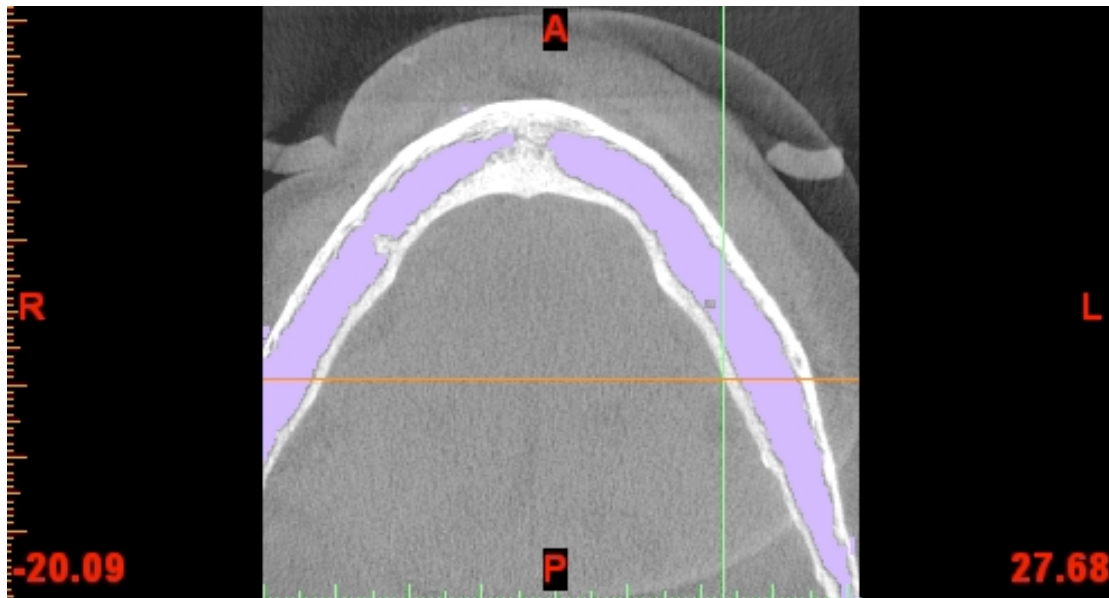


Figura 22 - Corte axial representativo do osso trabéculado

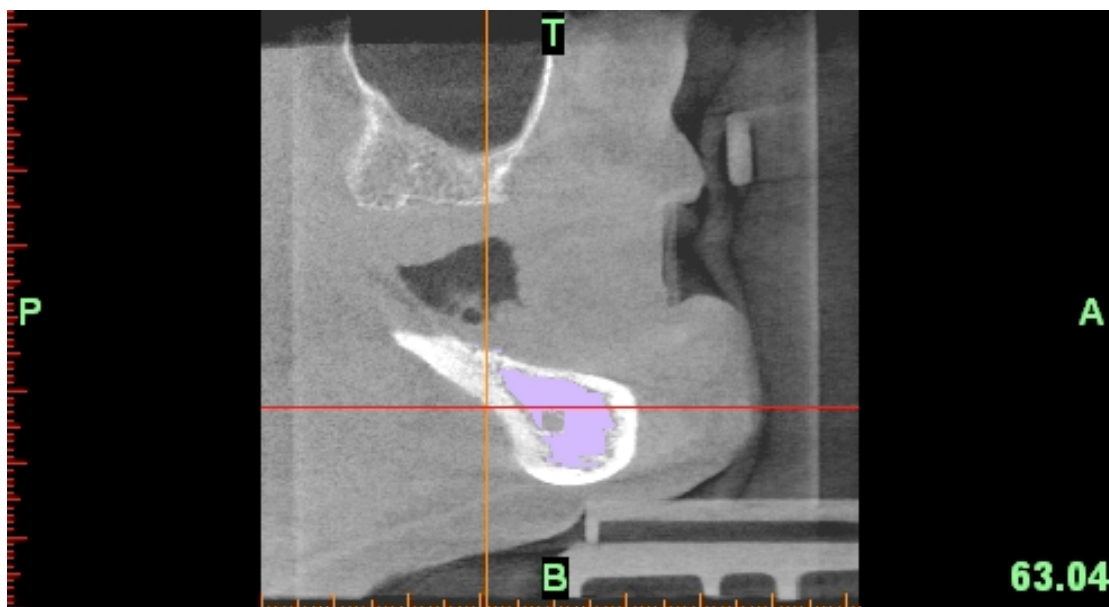
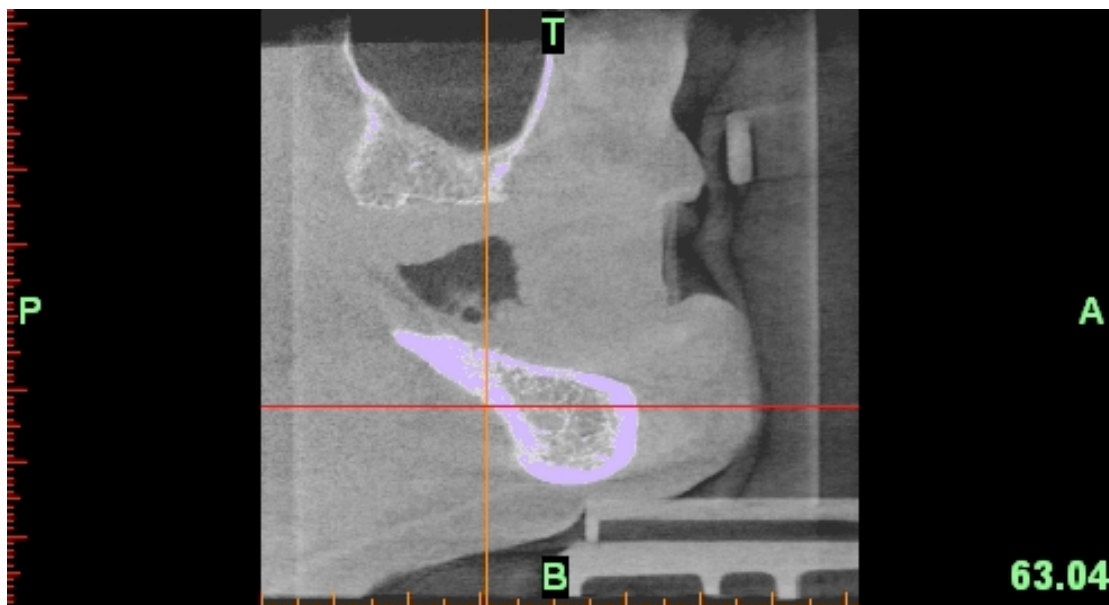


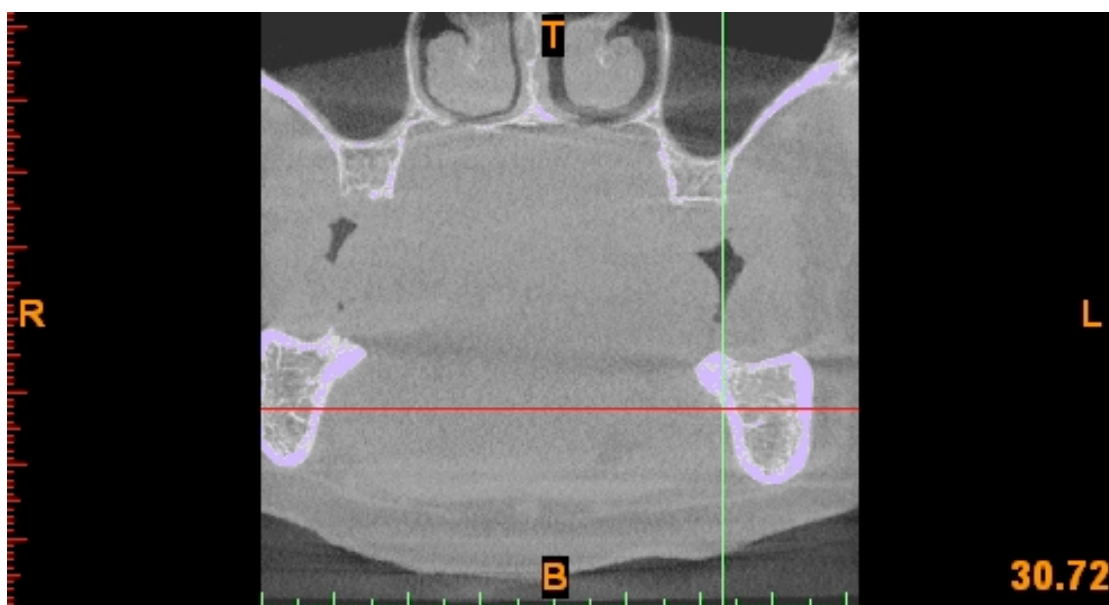
Figura 23 - Corte sagital representativo do osso trabéculado



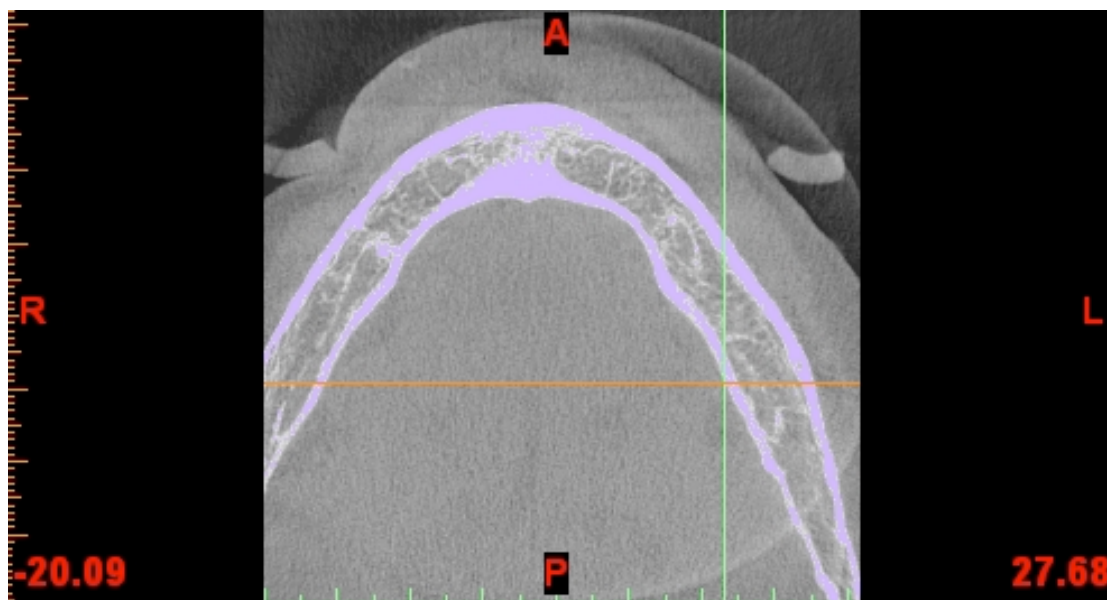
Por último foi desenhado o osso cortical, tal como indicam as Figuras 24, 25 e 26.



*Figura 24 - Corte sagital representativo do osso cortical*

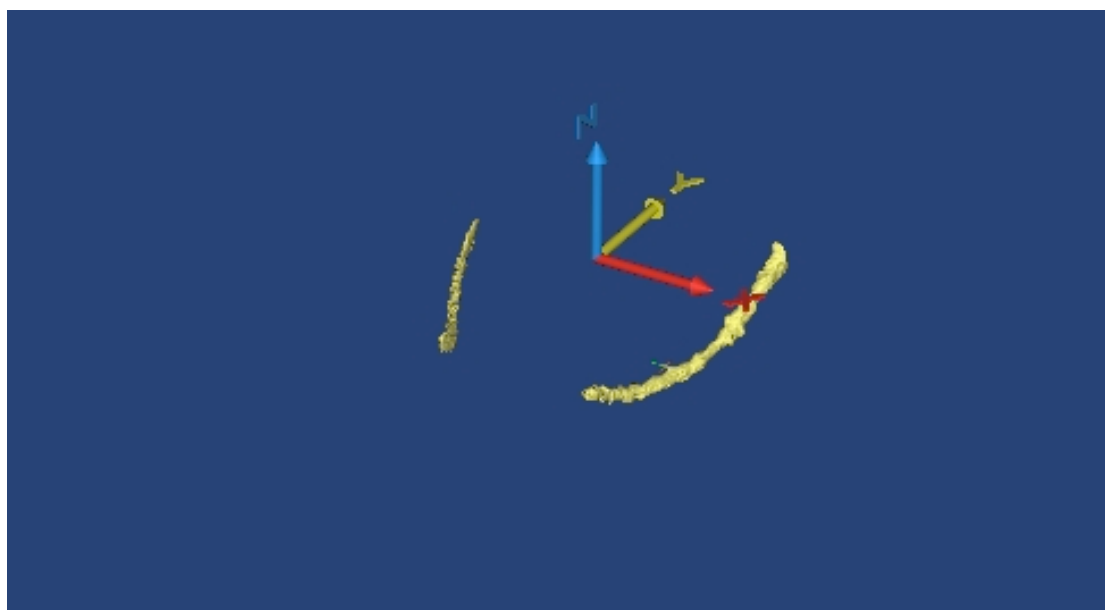


*Figura 25 - Corte coronal representativo do osso cortical*

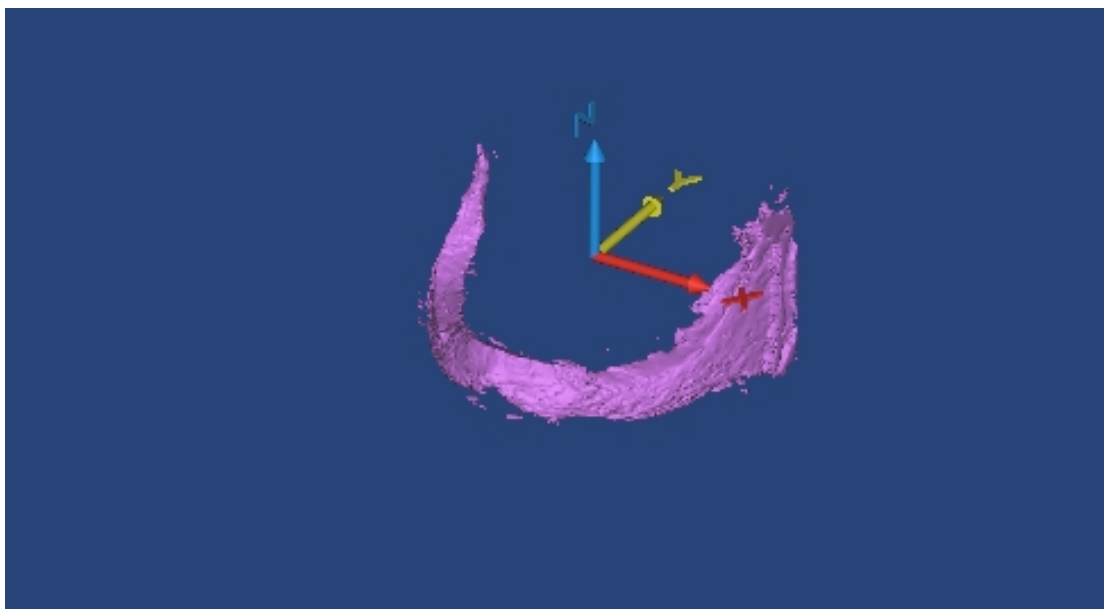


*Figura 26 - Corte sagital representativo do osso cortical*

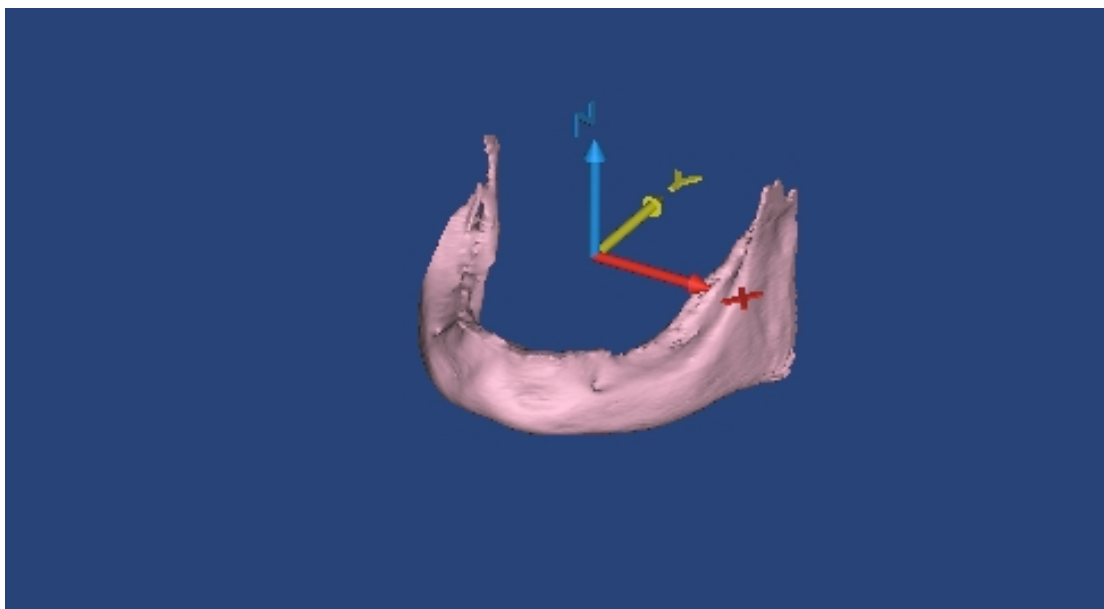
Após a criação das máscaras, procedeu-se então à criação do modelo 3D. A cada máscara corresponde um modelo 3D diferente conforme as Figuras 27, 28 e 29 documentam.



*Figura 27 -- Modelo 3D correspondente ao nervo alveolar inferior*



*Figura 28 - Modelo 3D correspondente ao osso trabéculado*



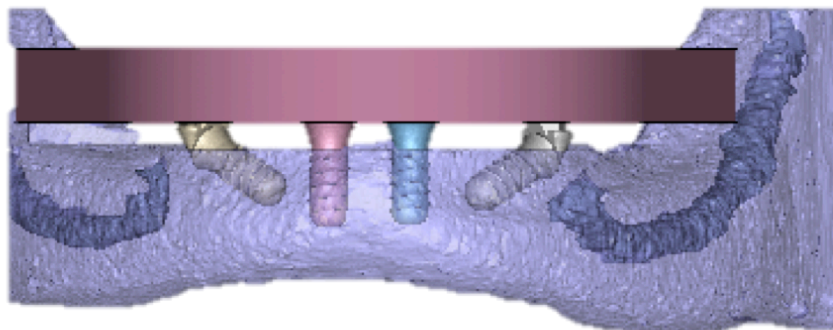
*Figura 29 - Modelo 3D correspondente ao osso alveolar*

### 3.3. Criação de Volumes

---

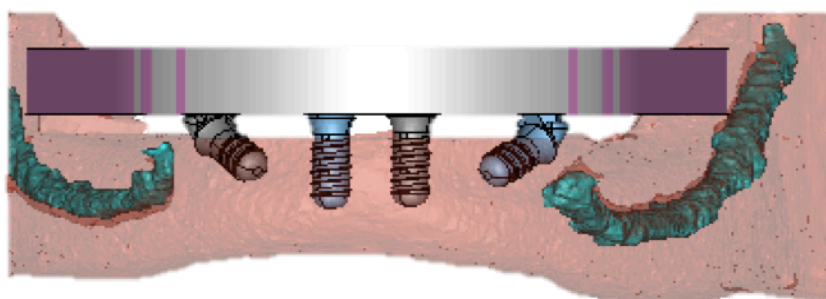
Após ter os implantes e a mandíbula corretamente modelados é então necessário integrar estes modelos de modo a que sejam um só e a que se estabeleça uma união entre ambos – a criação de modelos volumétricos. Só após se criar o volume é que podemos avançar para geração da malha de elementos finitos. Para a criação do volume e geração da malha utilizou-se o software Mimics®. No Mimics® procedeu-se também à realização de uma barra que serviu para simular a prótese fixa implanto-suportada. No final foram construídos os seguintes modelos volumétricos:

- Modelo Volumétrico 1:
  - Implantes distais com 8 mm de comprimento.



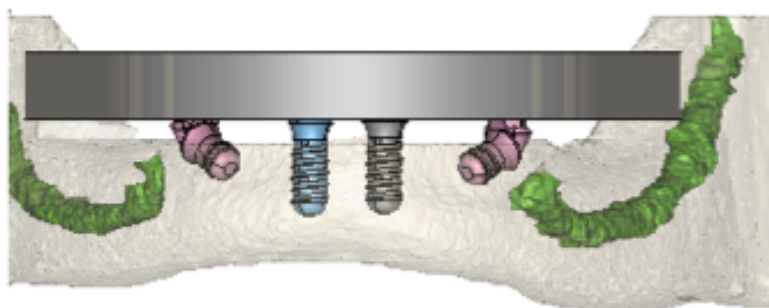
*Figura 30 – Modelo volumétrico 1 com implantes distais com comprimento de 8 mm*

- Modelo Volumétrico 2:
  - Implantes distais com comprimento de 6 mm.



*Figura 31 – Modelo volumétrico 2 com implantes distais com comprimento de 6 mm*

- Modelo Volumétrico 3:
  - Implantes distais com comprimento de 4 mm.



*Figura 32 – Modelo volumétrico 3 com implantes distais com comprimento de 4 mm.*

Paralelamente, foi construída uma segunda mandíbula, modelizada virtualmente, através do software Abaqus®, que se encontra ilustrada nas imagens das Figuras 36, 37 e 38.

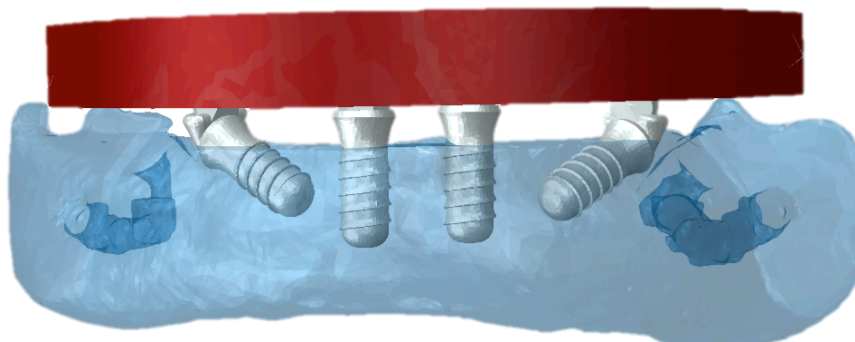
### 3.4. Criação da Malha de Elementos Finitos

A criação da malha de elementos finitos foi gerada através do software Abaqus® (Dassault Systèmes Vélizy-Villacoublay – France), versão 6.12.3 no módulo CAE. Neste software foram introduzidos os modelos desenvolvidos no Mimics®. Foram desenvolvidos 6 modelos distintos com as seguintes características:

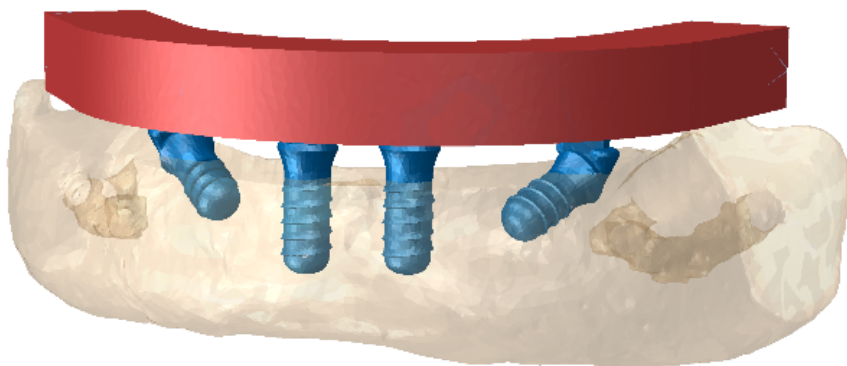
Modelos	Nós	Elementos
1	65940	352371
2	64391	333201
3	110186	608007
4	45120	247748
5	25322	133898
6	32982	177993

*Tabela 1 - Número de nós e elementos para cada modelo*

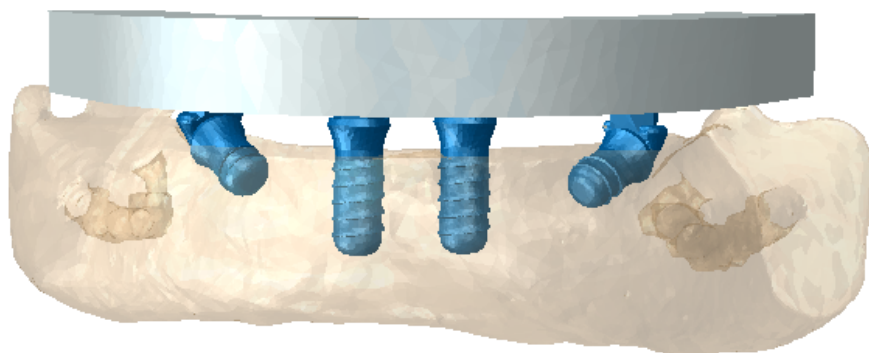
Os modelos estão esquematizados nas Figuras 33, 34, 35, 36, 37 e 38.



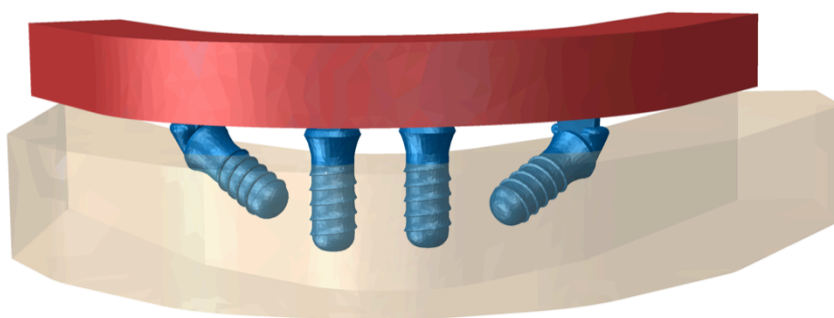
*Figura 33 – Modelo 1 - Mandíbula real e implantes distais com 8 mm*



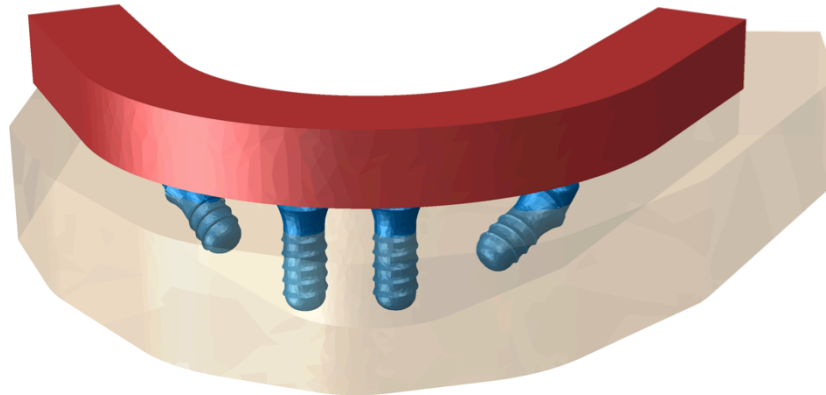
*Figura 34 - Modelo 2 - Mandíbula real e implantes distais com 6 mm*



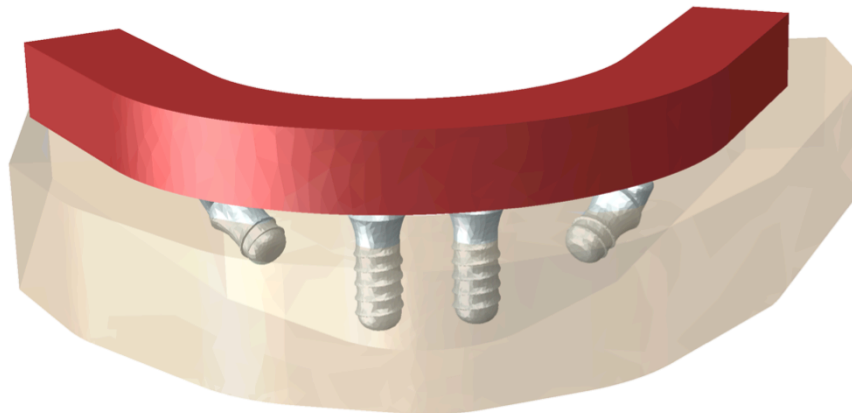
*Figura 35 - Modelo 3 - Mandíbula real e implantes distais com 4 mm*



*Figura 36 - Modelo 4 - Mandíbula virtual com implantes distais com 8 mm*



*Figura 37 - Modelo 5 - Mandíbula virtual com implantes distais com 6 mm*



*Figura 38 -Modelo 6 - Mandíbula virtual com implantes distais com 4 mm*



### 3.5. Propriedades dos Modelos

Neste estudo assumiu-se que todos os materiais eram isotrópicos, homogêneos e com comportamento linear elástico. A mandíbula é constituída por osso cortical (2 mm) e osso trabécular. Os implantes bem como os pilares foram realizados em Titânio. A supra-estrutura, que simula uma prótese fixa, foi realizada em Aço. A Tabela 2 esquematiza as propriedades dos materiais simulados.

Material	Módulo de Young (PA)	Coefficiente de Poisson
Osso cortical	$1,37 \times 10^{10}$	0,3
Osso trabécular	$1,37 \times 10^9$	0,3
Titânio	$2 \times 10^{11}$	0,3
Aço	$1,15 \times 10^{11}$	0,3

*Tabela 2 - Propriedades dos materiais (Cruz, Wassall et al. 2009)*

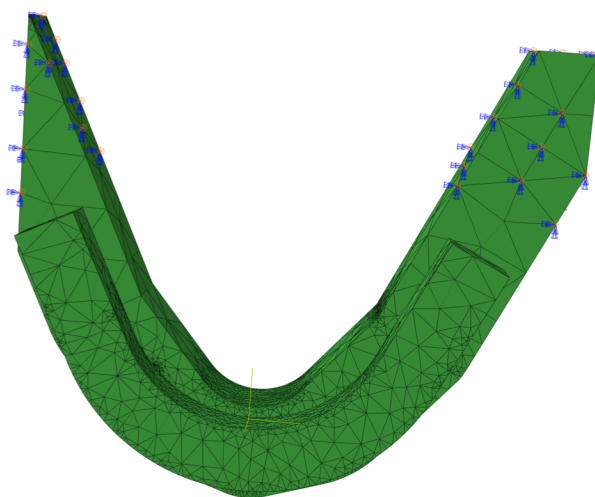
### 3.6. Condições Fronteira

---

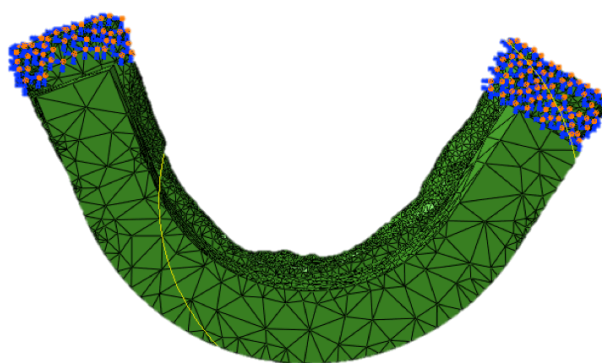
Para proceder à simulação de forças sobre o modelo foi necessário estabelecer condições fronteira, que restringissem o movimento do modelo.

Assim:

- Os implantes foram considerados totalmente osteointegrados;
- Existiu uma conexão perfeita entre osso/implante/prótese;
- Limitou-se o movimento das mandíbulas através da sua fixação a distal, tal como se pode observar nas Figuras 39 e 40.



*Figura 39 - Condições fronteira aplicadas à mandíbula virtual*



*Figura 40 - Condições fronteira aplicadas à mandíbula real*

### 3.7. Aplicação das Forças Mastigatórias

Para uma correta simulação foi necessário simular as forças mastigatórias numa distribuição semelhante à que ocorre na realidade. Assim, foram simuladas forças, bilateralmente, sobre três zonas distintas – Caninos, pré-molares e molares. A Tabela 3, indica a força registada sobre cada zona.

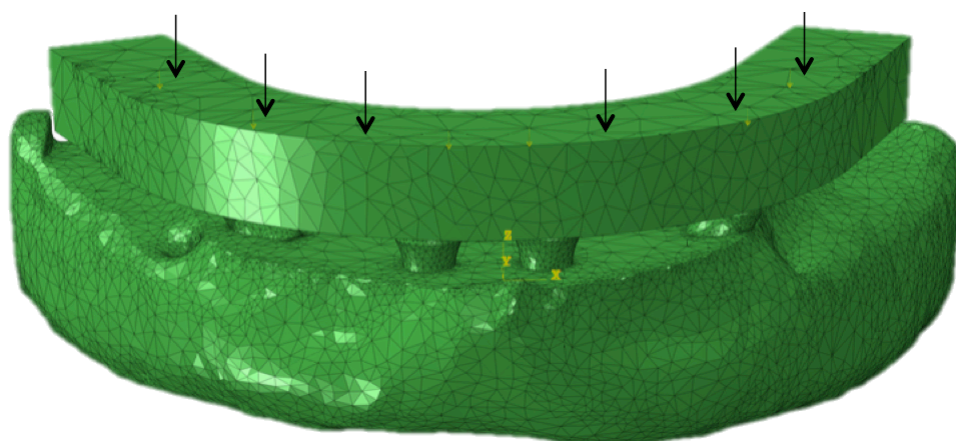
Dentes	Força Aplicada (N)
Molares	100
Pré-molares	150
Caninos	200

*Tabela 3 - Forças simuladas*

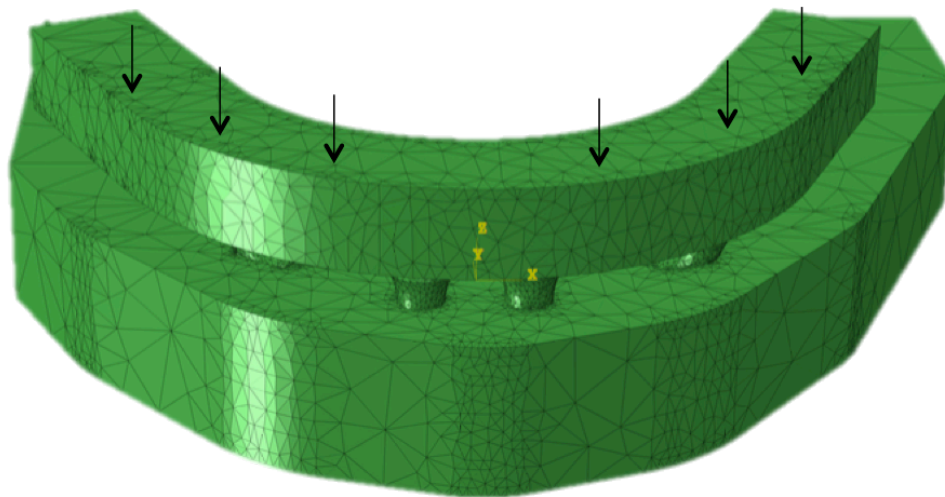
As forças foram simuladas verticalmente à prótese. Foram simulados três tipos de mastigação:

- Mastigação bilateral (forças a atuar na totalidade em todas as zonas);
- Mastigação unilateral sobre pré-molares (forças a atuar unilateralmente, no terceiro quadrante, apenas sobre os pré-molares);
- Mastigação unilateral sobre o *cantilever* (forças a atuar unilateralmente, no terceiro quadrante, apenas sobre a zona do *cantilever*).

As Figuras 41 e 42 exemplificam o ponto de atuação das forças.

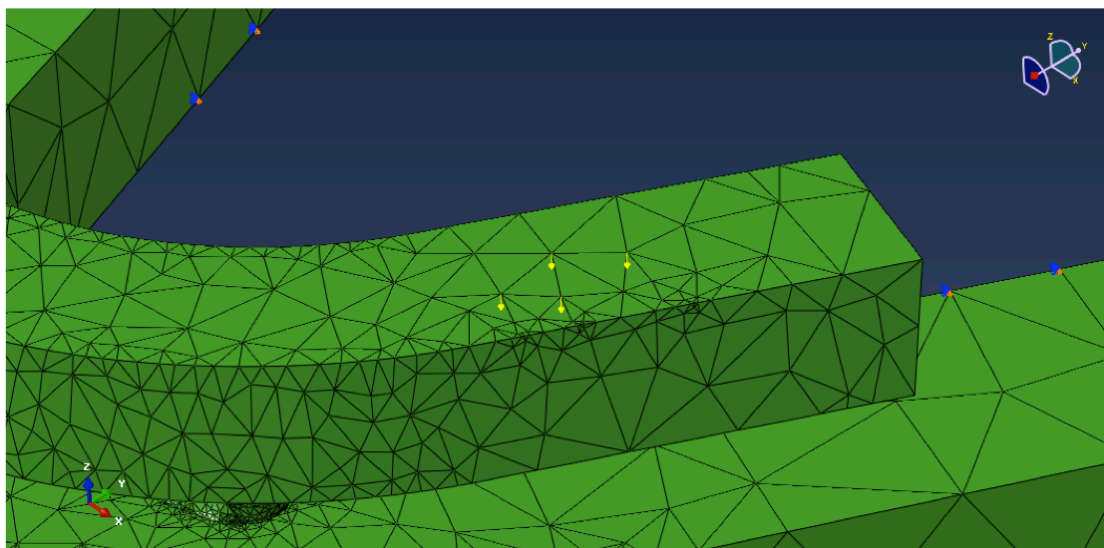


*Figura 41 -- Ponto de atuação das forças sobre mandíbula real*



*Figura 42 - Pontos de atuação das forças sobre a mandíbula virtual*

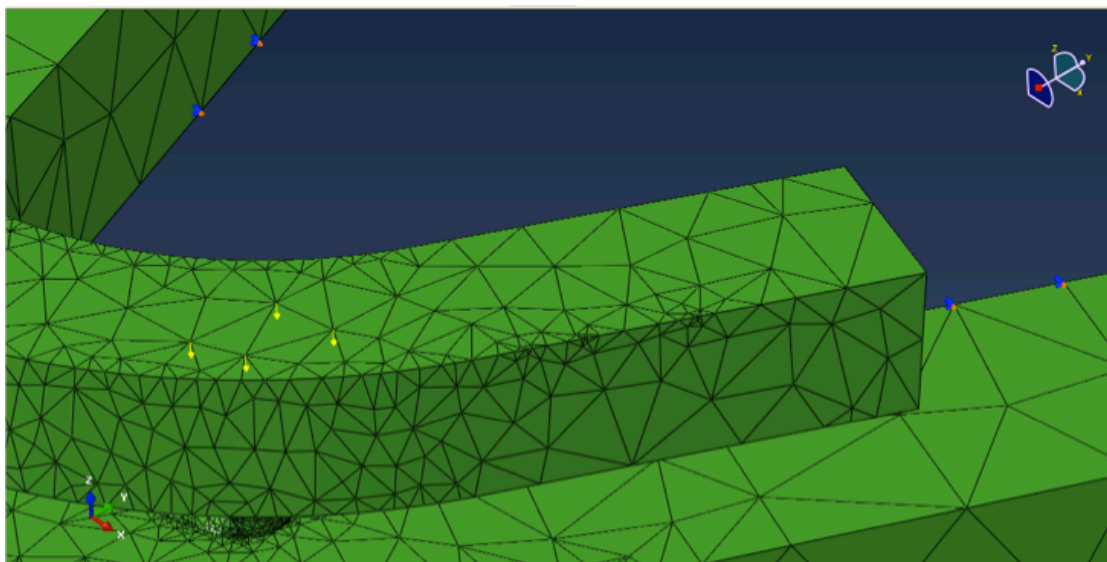
Para cada tipo de mastigação foram realizadas quatro simulações distintas, alterando o ponto de aplicação das forças. Assim, quando realizada mastigação sobre *cantilever* os pontos de aplicação de forças foram cada um dos representados na Figura 43.



*Figura 43 - Pontos de aplicação de cargas mastigatórias aquando da mastigação unilateral sobre o cantilever*

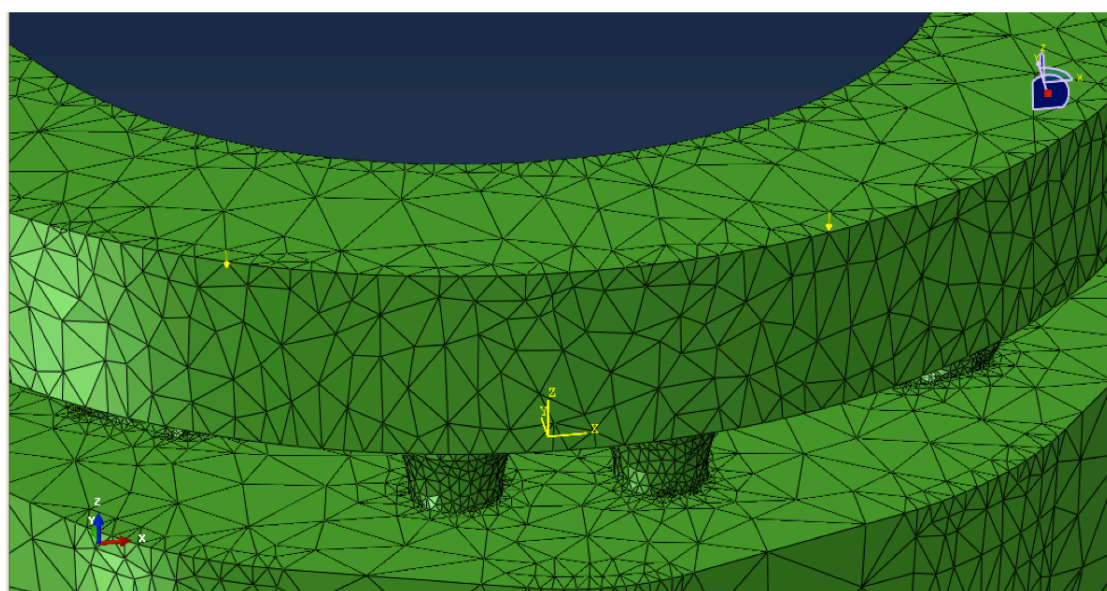
Quando simulada a mastigação unilateral sobre os pré-molares foram também seleccionados quatro pontos possíveis de aplicação de forças para

assim poderem ser registados quatro resultados possíveis. Os pontos foram os identificados na Figura 44.



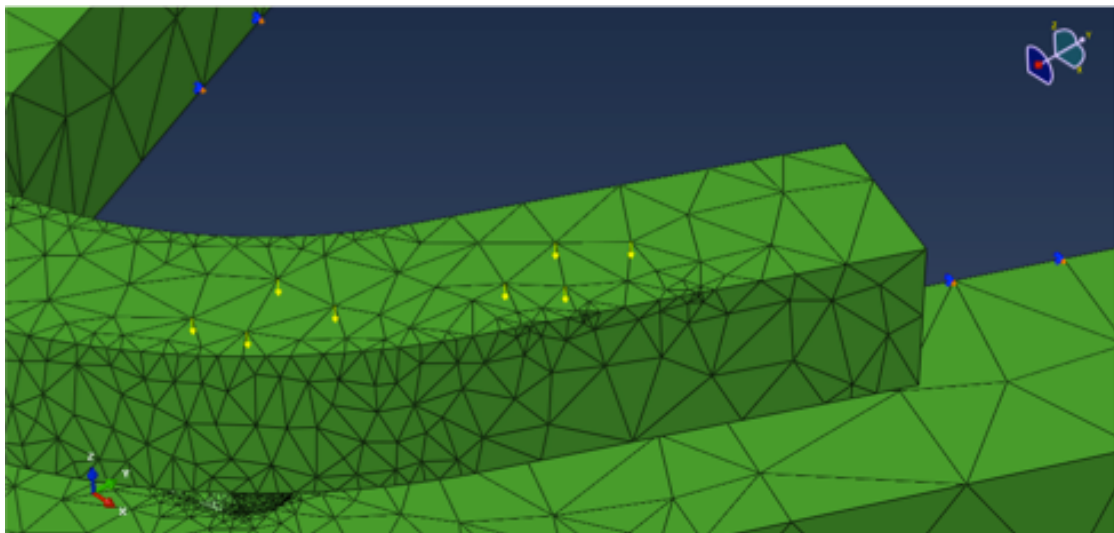
*Figura 44 - Pontos de mastigação aquando da simulação sobre os pré-molares*

Para a simulação da mastigação bilateral foram na mesma selecionados quatro pontos possíveis. Assim, as forças mais anteriores, sobre os caninos, mantiveram-se em posição constante durante as quatro simulações, tendo apenas sido alterada a posição das forças sobre os pré-molares e sobre o *cantilever*. Na Figura 45 é exemplificada a aplicação de forças sobre os caninos.



*Figura 45 - Pontos de aplicação de forças mastigatórias sobre os caninos*

A posição das forças nestes locais foi simulada de modo sincronizado, isto é, quando foi feita uma simulação com a força no ponto mais mesial sobre o pré-molar também o ponto mais mesial sobre o *cantilever* foi selecionado. Uma mastigação mais distal sobre o pré-molar correspondeu a uma mastigação mais distal sobre o *cantilever*. O mesmo se passou quando se simulou uma mastigação mais vestibular ou mais lingualizada. Convém referir que estas alterações foram feitas em simultâneo bilateralmente. A Figura 46 mostra os pontos possíveis de aplicação das forças.



*Figura 46 - Pontos possíveis de aplicação de cargas mastigatórias na mastigação bilateral*

## 4. RESULTADOS

---

Neste capítulo estão descritos os resultados obtidos. Logo no início do capítulo, são apresentados os resultados obtidos através da simulação virtual da mastigação. De seguida, são apresentadas, por modelo, figuras identificativas das zonas de maior tensão. Por cada modelo foram apresentadas as zonas de maior tensão ao nível dos implantes e ao nível ósseo. Os únicos gráficos deste capítulo traduzem a dispersão de tensões ao longo dos implantes. Por último, estão apresentadas as tabelas da análise estatística realizada.



## 4.1. Tensões de Von Mises Máximas Registadas

A Tabela 4 mostra as tensões de *Von Mises* máximas registadas, fruto das quatro simulações realizadas.

*Tabela 4 - Resultados obtidos com as diferentes simulações*

		Real		Virtual	
		Implantes	Osso (MPa)	Implantes (MPa)	Osso (MPa)
Implantes distais com 8mm	Mastigação bilateral	490	190	580	270
		522	185	455	191
		520	200	489	201
		497	196	516	218
	Mastigação unilateral anterior ao cantilever	140	53	180	82
		142	67	170	70
		161	54	196	93
		175	72	223	104
	Mastigação unilateral sobre o cantilever	290	120	450	240
		216	71	463	249
		276	110	417	223
		306	124	418	186
Implantes distais com 6mm	Mastigação bilateral	628	393	665	159
		490	370	692	219
		525	397	551	180
		462	357	515	169
	Mastigação unilateral anterior ao cantilever	178	52	202	67
		113	46	201	67
		146	50	177	52
		121	49	201	67
	Mastigação unilateral sobre o cantilever	260	80	488	131
		247	93	471	131
		350	118	567	143
		301	96	427	122
Implantes distais com 4mm	Mastigação bilateral	740	450	740	273
		577	364	491	194
		774	468	655	243
		687	405	626	237
	Mastigação unilateral anterior ao cantilever	220	110	205	87
		281	200	158	65
		237	142	138	57
		249	149	245	98
	Mastigação unilateral sobre o cantilever	600	490	559	200
		627	505	540	199
		611	498	474	179
		550	433	504	228

De seguida são ilustradas imagens representativas da simulação efectuada para cada tipo de mastigação e para cada modelo em estudo.



## 4.2. Modelo 1

### 4.2.1. Mastigação Bilateral

Neste primeiro modelo verificou-se que as tensões máximas estavam localizadas a distal do implante angulado e na zona de união deste com o pilar. A zona distal do pilar também apresentou valores elevados de tensão. A Figura 47 evidencia a pouca tensão verificada nível anterior.

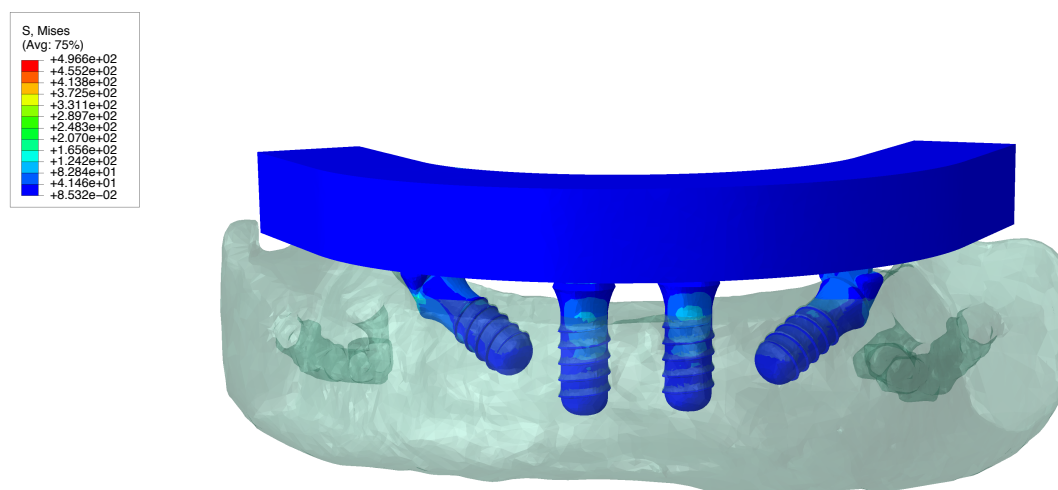


Figura 47 - Vista anterior das tensões resultantes da aplicação de mastigação bilateral

Nas Figuras 48 e 49 é possível verificar onde estão registados os pontos de tensão máxima.

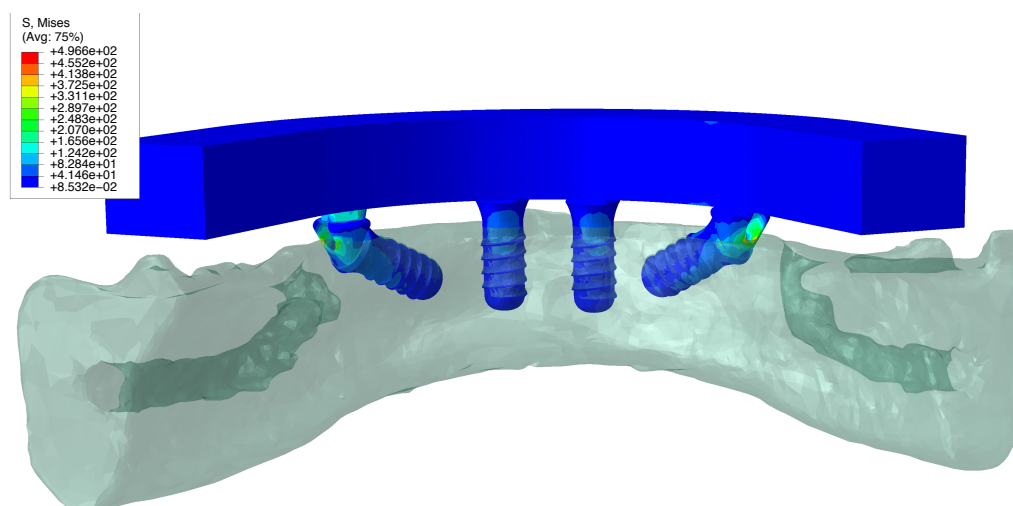


Figura 48 - Vista anterior das tensões resultantes da aplicação de mastigação bilateral

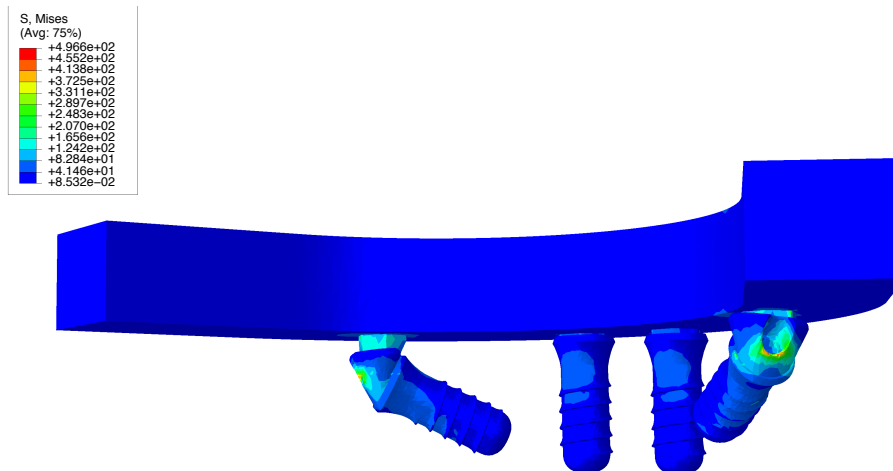


Figura 49 - Pormenor da localização das tensões máximas

#### 4.2.2. Mastigação Unilateral sobre Pré-Molares

Neste modelo verificou-se uma diminuição dos valores máximos de tensão face à mastigação bilateral. Na Figura 50 evidencia-se a zona máxima de tensão, que mais uma vez se localizou a distal do implante angulado, do lado onde as forças foram exercidas.

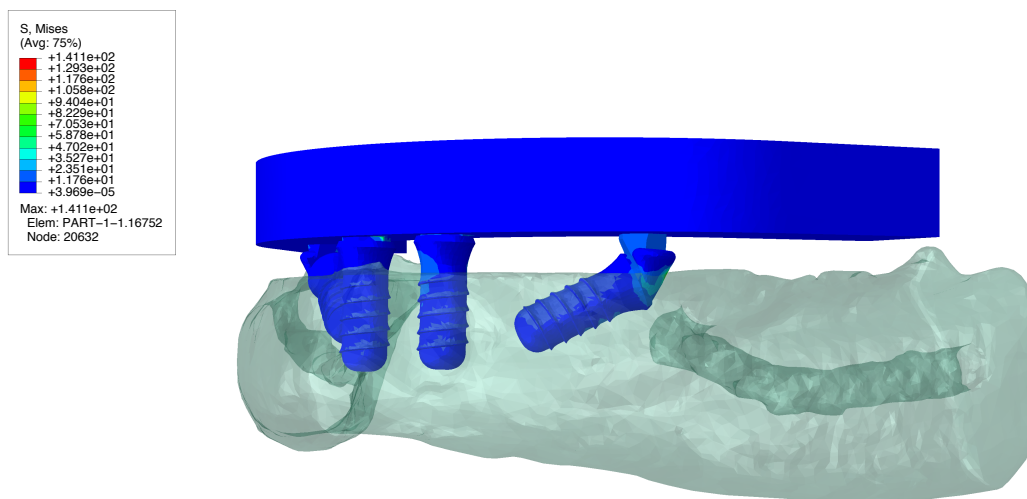


Figura 50 - Vista antero-lateral da localização de tensão máxima

As Figuras 51 e 52 evidenciam os locais de máxima tensão, tanto na zona do pilar protético, na interface com o implante, como na zona de inserção do parafuso protético.

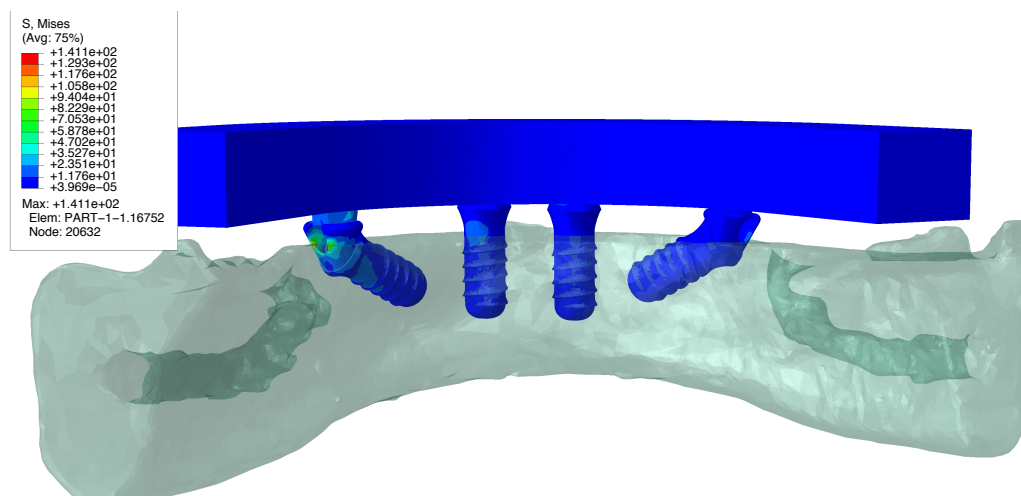


Figura 51 - Vista posterior das tensões resultantes da aplicação de forças mastigatórias unilaterais

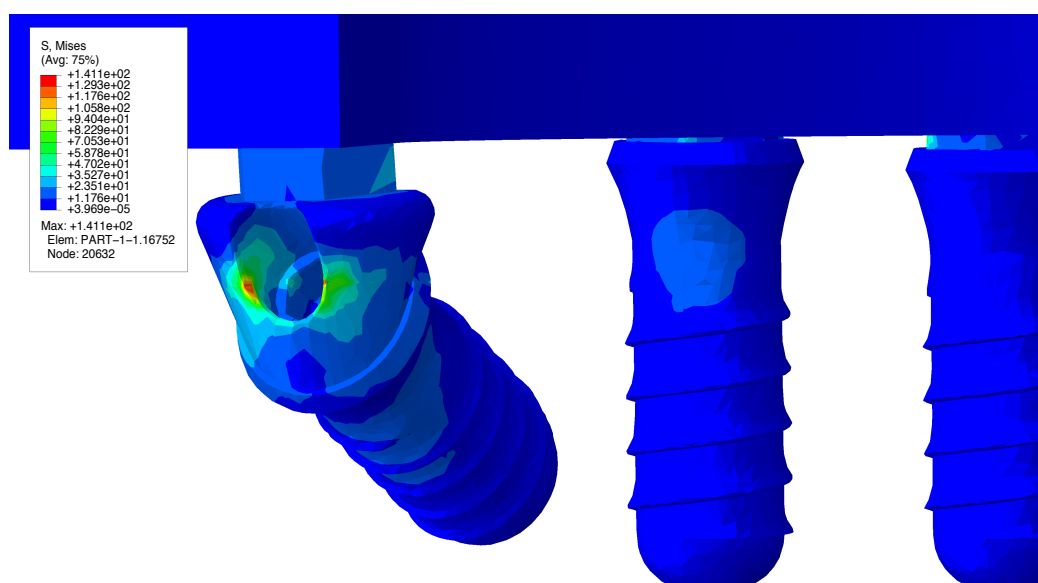


Figura 52 - Pormenor do local de tensão máxima

Na Figura 53 está identificada a zona óssea que mais tensão registou. Esta localiza-se a distal do colo do implante, ao nível do osso cortical.

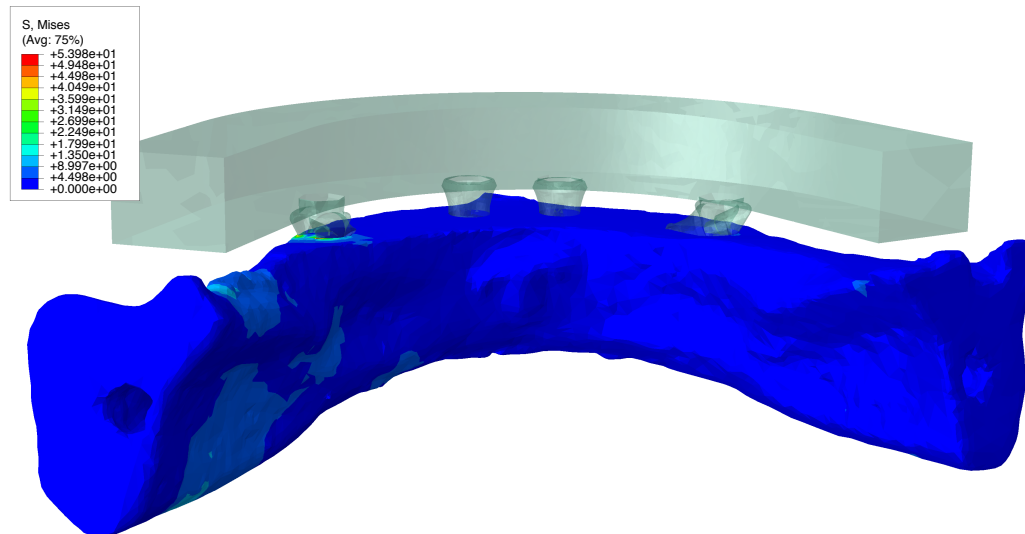


Figura 53 - Vista posterior e zona de tensão máxima sobre o osso mandibular

#### 4.2.3. Mastigação Unilateral sobre Cantilever

Os valores de tensão registados aqui já foram mais elevados face à mastigação unilateral sobre os pré-molares. É possível ver que existiu uma maior tensão ao nível do colo do implante e do pilar, por distal. Verificou-se também que os implantes anteriores sofreram alguma tensão, como evidência a Figura 54.

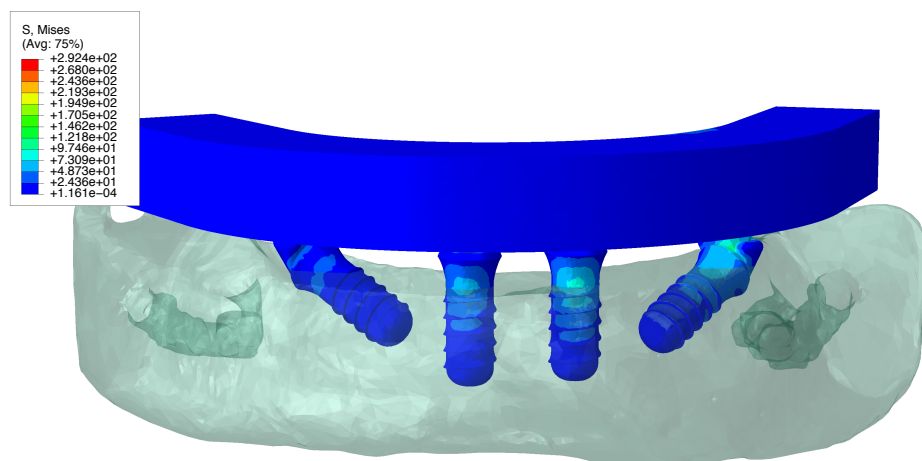
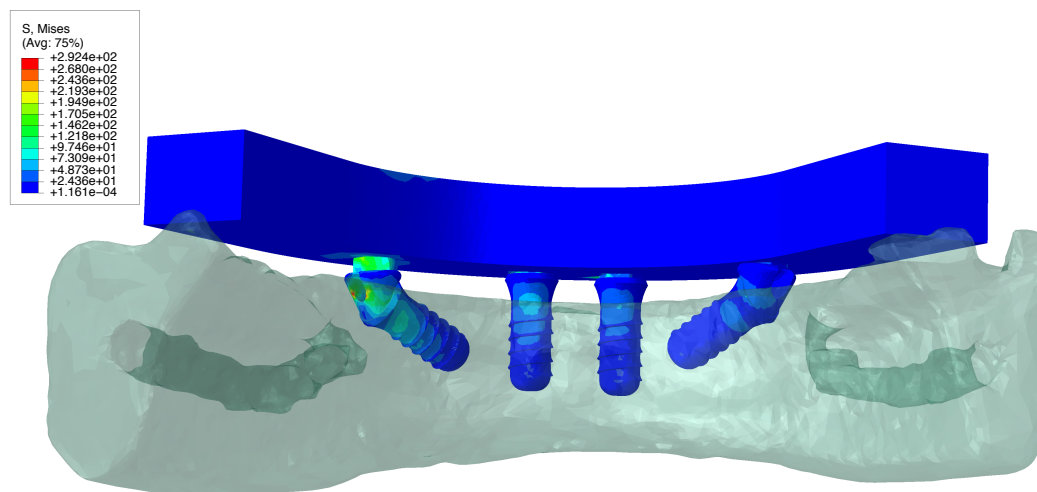
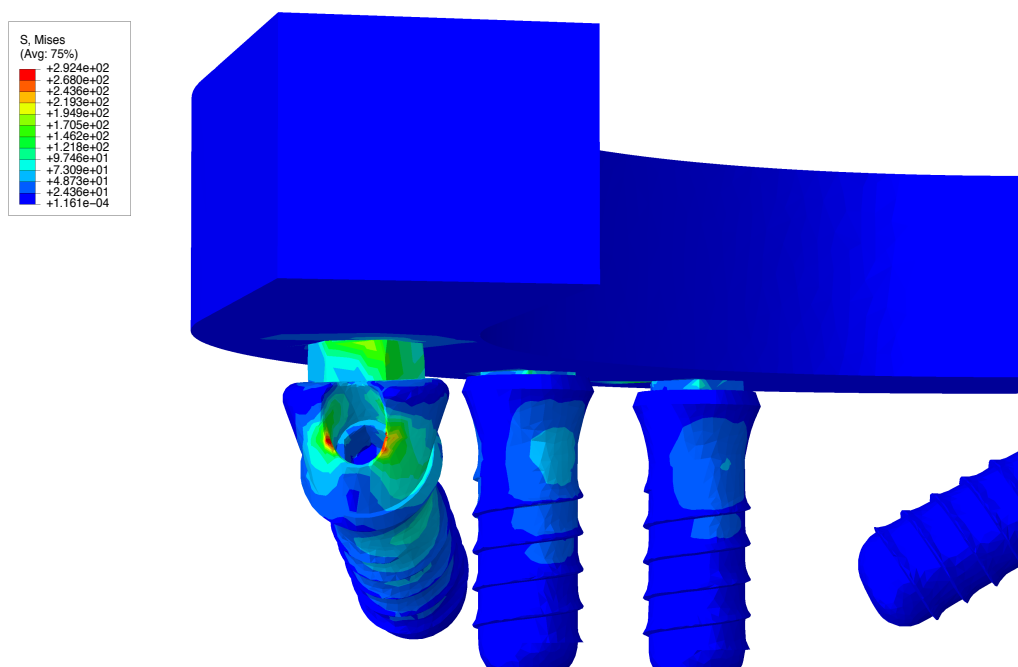


Figura 54 - Vista anterior das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre o cantilever

Nas Figuras 55 e 56 vemos a tensão máxima. O local de inserção do parafuso protético evidenciou valores elevados de tensão, bem como a face distal do pilar e a face distal do colo do implante.

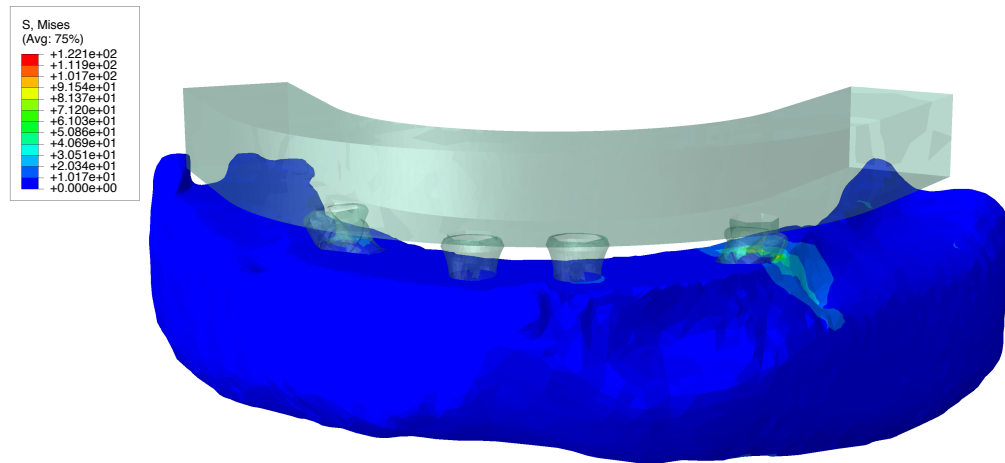


*Figura 55 - Vista posterior das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre o cantilever*



*Figura 56 - Pormenor da zona de tensão máxima*

Na Figura 57 está evidenciada a zona máxima de tensão, sobre o osso cortical, a distal do implante angulado, do lado onde foi simulada a mastigação.



*Figura 57 - Zona de tensão máxima ao nível do osso mandibular*

### 4.3. Modelo 2

#### 4.3.1. Mastigação Bilateral

Nas Figuras 58 e 59 pode-se ver que as áreas de maior tensão, aquando da mastigação bilateral se localizam no colo do implante, por distal, bem como no pilar protético, tanto por distal como por vestibular. A Figura 60 permite identificar mais detalhadamente as zonas de maior tensão.

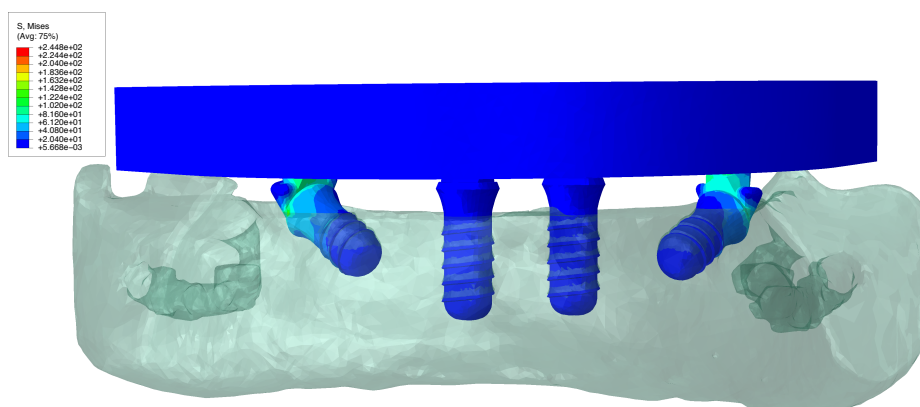


Figura 58 - Vista anterior das tensões resultantes da mastigação bilateral

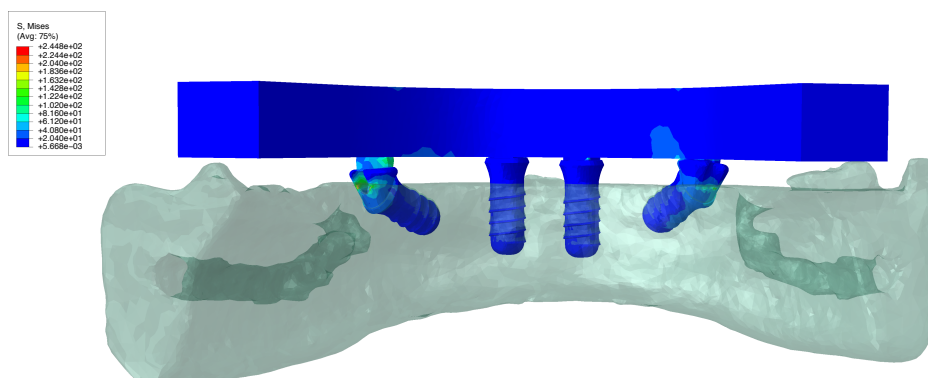


Figura 59 - Vista posterior das tensões resultantes da mastigação bilateral

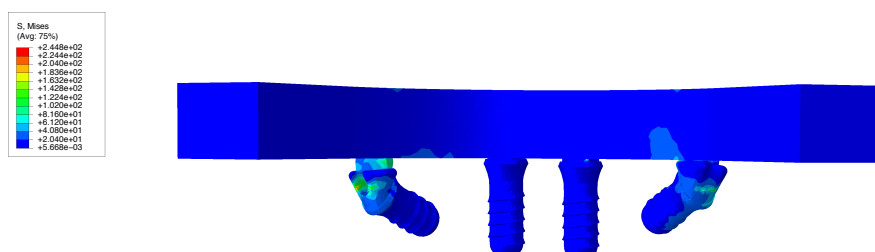


Figura 60 - Pormenor da zona de tensão máxima

Ao nível ósseo a zona de maior tensão localizou-se no osso cortical a distal dos implantes distais.

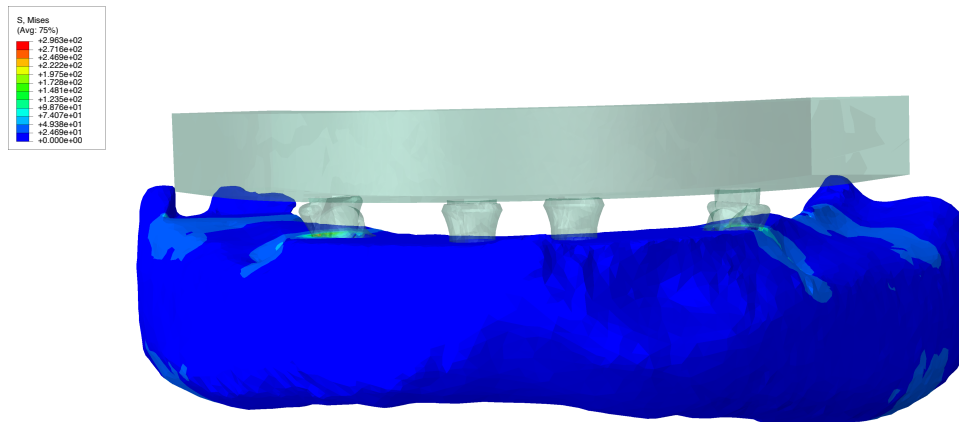


Figura 61 - Zonas de tensão máxima ao nível do osso mandibular

#### 4.3.2. Mastigação Unilateral sobre os Pré-molares

Neste teste as zonas de maior tensão localizaram-se, como mostram as Figuras 62,63 e 64 no implante distal do lado onde a mastigação foi simulada, sobretudo por distal deste, bem como no pilar protético, tanto por mesial como por distal.

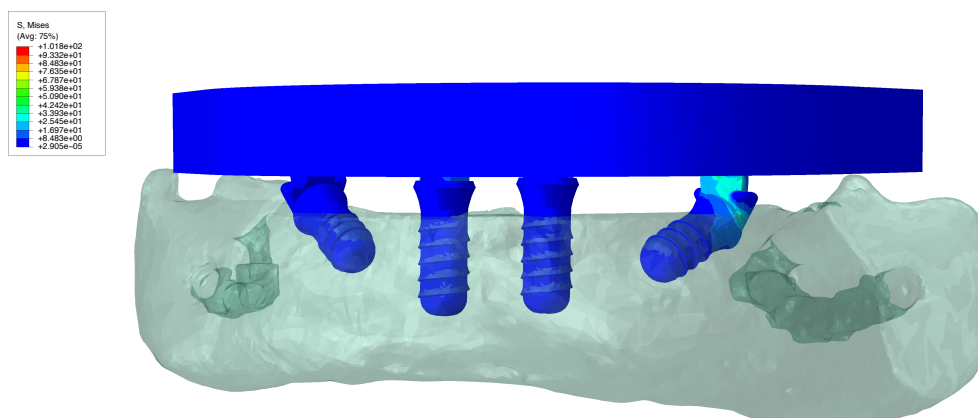
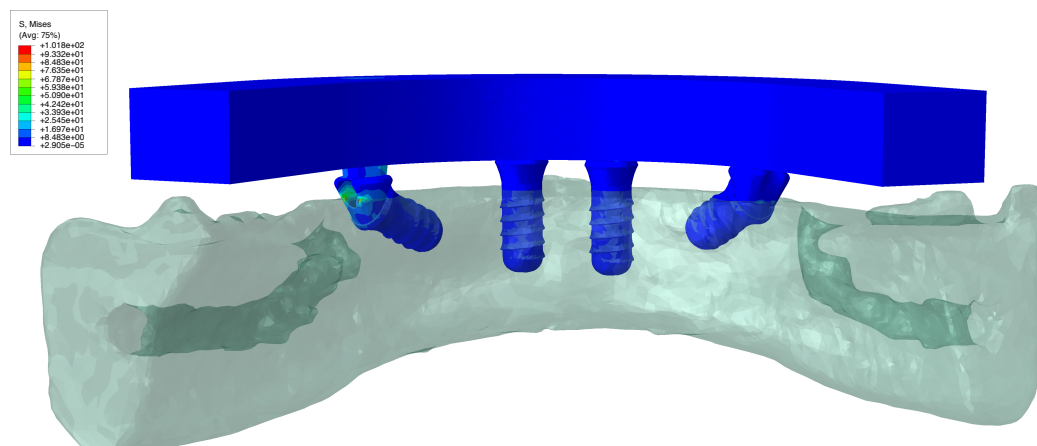
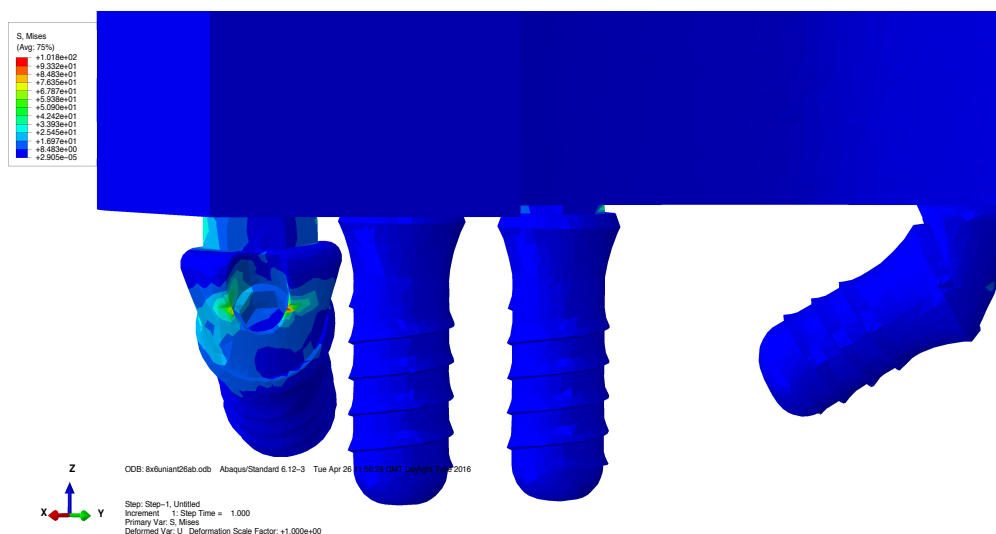


Figura 62 - Vista anterior das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre os pré-molares



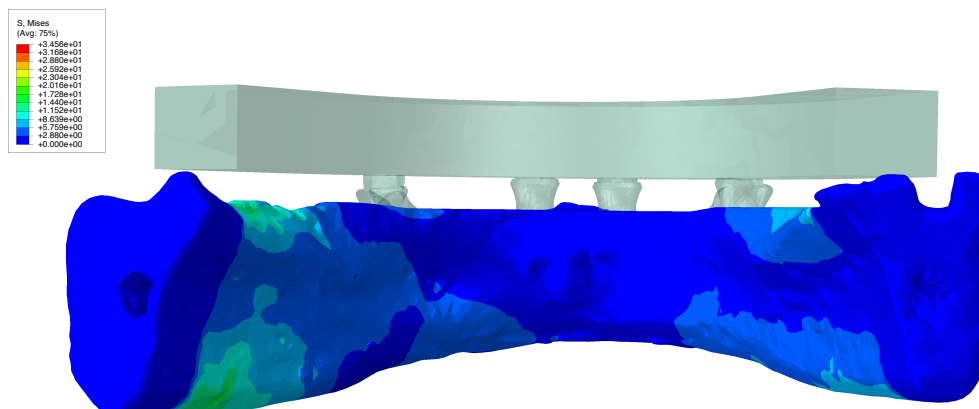


*Figura 63 - Vista posterior das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre os pré-molares*



*Figura 64 - Vista posterior das tensões máximas registadas*

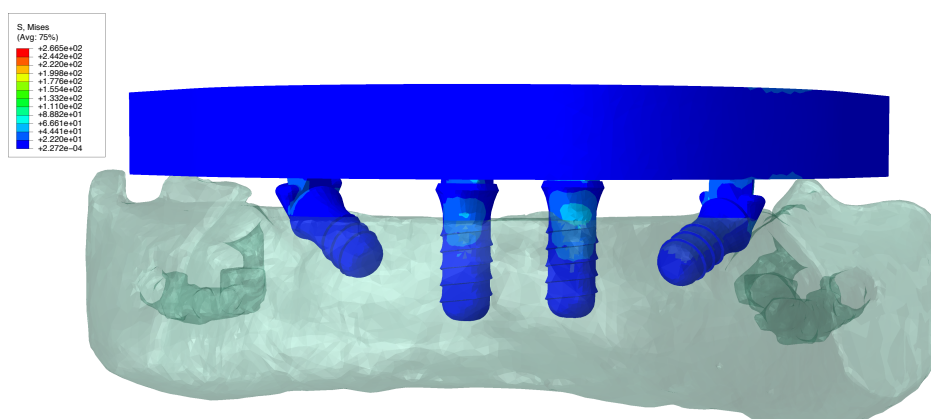
Neste modelo, apesar do valor de tensão máxima óssea ter sido registado no osso cortical a distal do implante, também se verificou a dispersão desta tensão para zonas mais distais da mandíbula, do lado onde a mastigação foi simulada, como mostra a Figura 65.



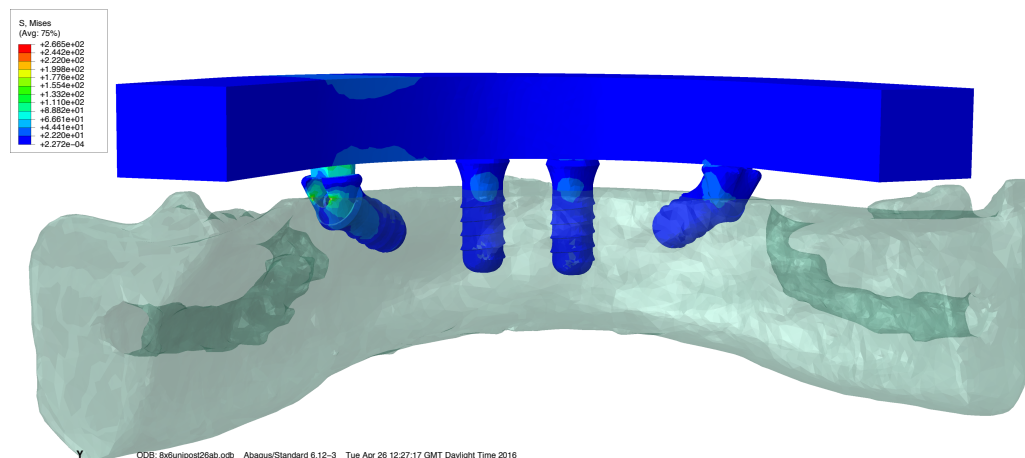
*Figura 65 - Pormenor da zona de tensão máxima ao nível do osso mandibular*

### 4.3.3. Mastigação Unilateral sobre o Cantilever

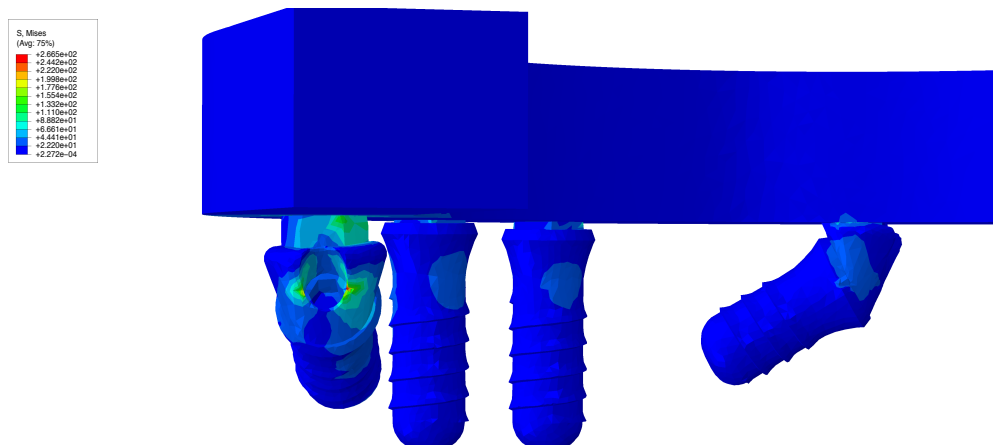
A mastigação sobre o *cantilever* levou a valores de tensão mais elevados a distal do colo do implante e a distal do pilar protético como mostram as Figura 66, 67 e 68. À semelhança do que ocorreu no modelo 1, também aqui os implantes anteriores mostraram alguma tensão sobretudo por vestibular.



*Figura 66 - Vista anterior das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre o cantilever*

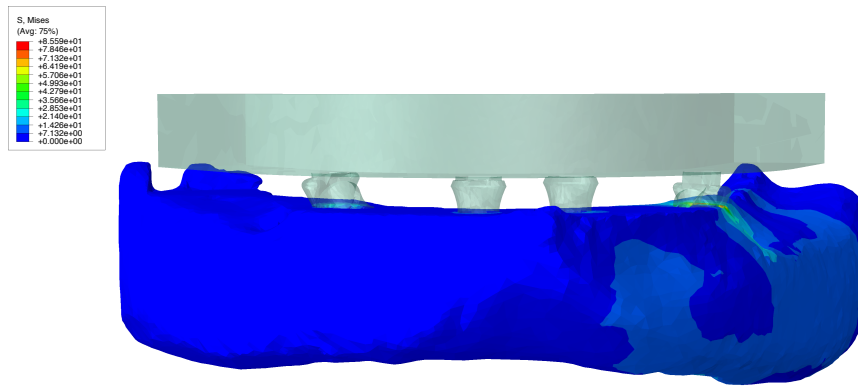


*Figura 67 - Vista posterior das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre o cantilever*



*Figura 68 - Pormenor da zona de tensão máxima*

A nível ósseo verificou-se que a zona de tensão máxima era localizada a distal do colo do implante angulado, do lado da mastigação, mas também aqui existiu uma dispersão de tensões para a parte mais distal do osso mandibular como mostra a Figura 69.



*Figura 69 - Zona de tensão máxima registada ao nível do osso mandibular*

## 4.4. Modelo 3

### 4.4.1. Mastigação Bilateral

Neste teste verificou-se que a tensão máxima se localizou a distal do implante angulado e a distal do pilar deste mesmo implante como mostram as Figuras 70 e 71. A zona de encaixe do parafuso protético voltou a sofrer as cargas máximas, como mostra a Figura 72.

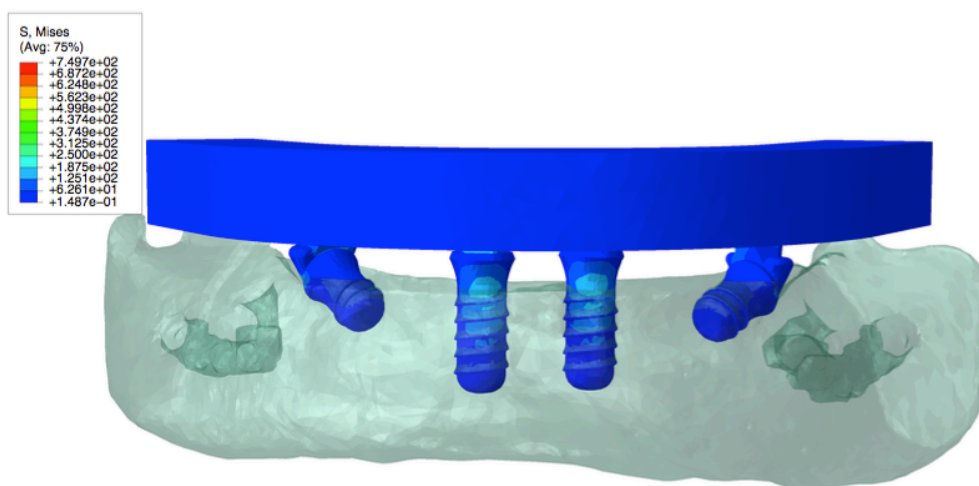


Figura 70 - Vista anterior das tensões resultantes da mastigação bilateral

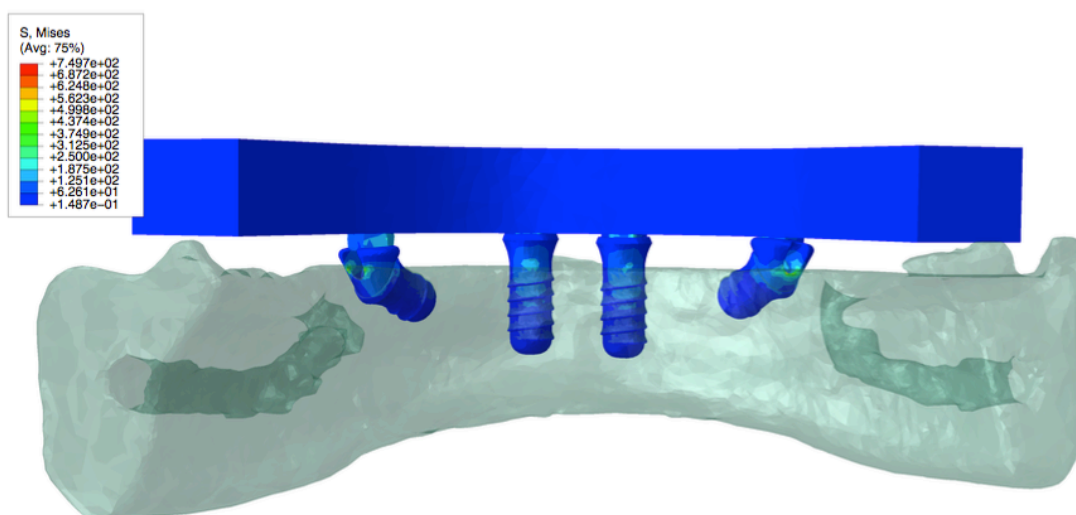


Figura 71 - Vista posterior das tensões resultantes da mastigação bilateral



Figura 72 - Pormenor da zona de tensão máxima

Neste modelo, as zonas de tensão máximas registadas no osso, foram identificadas por distal dos implantes distais, ao nível do osso cortical

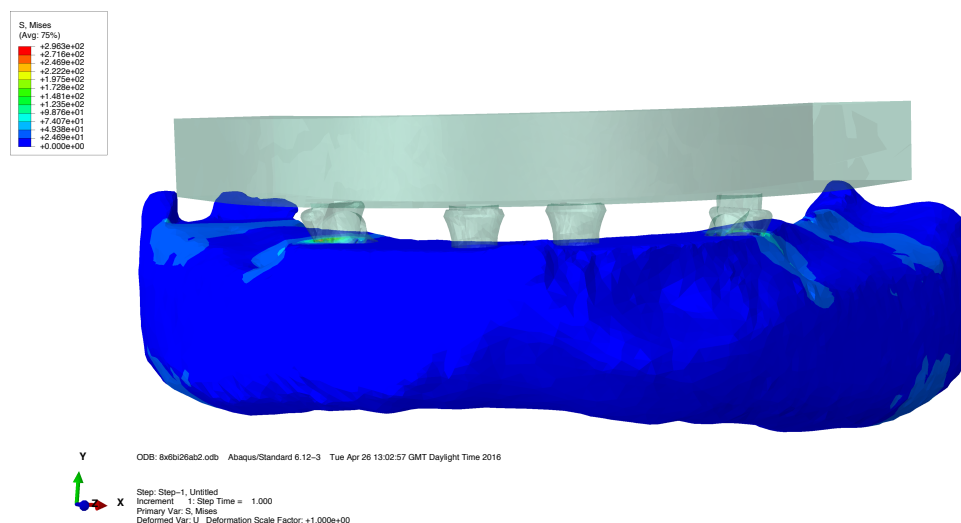


Figura 73 - Zonas de tensão sobre o osso mandibular

#### 4.4.2. Mastigação Unilateral sobre os Pré-molares

Neste teste identificaram-se os valores mais elevados de tensão ao nível dos implantes distais, tanto no colo como no pilar protético, por distal como mostram as Figuras 74 e 75. O valor máximo encontrou-se na zona do pilar protético, junto à entrada do parafuso protético, como se verifica na Figura 76.

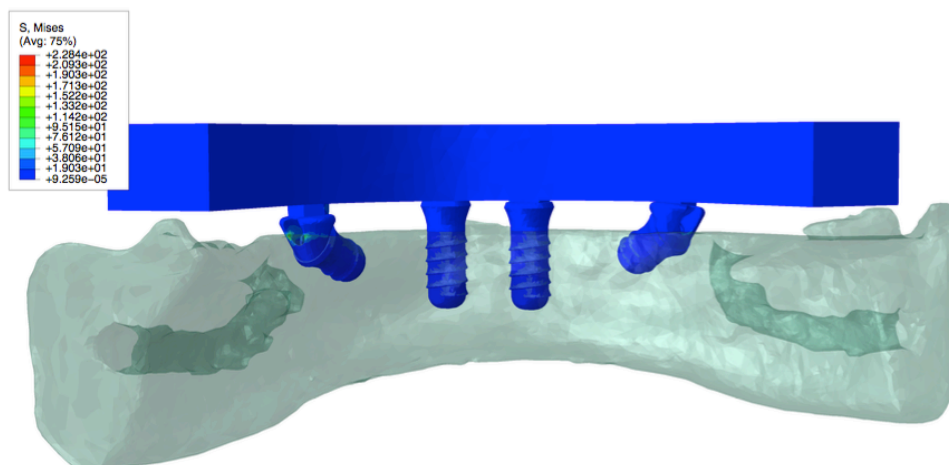


Figura 74 - Vista posterior das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre os pré-molares

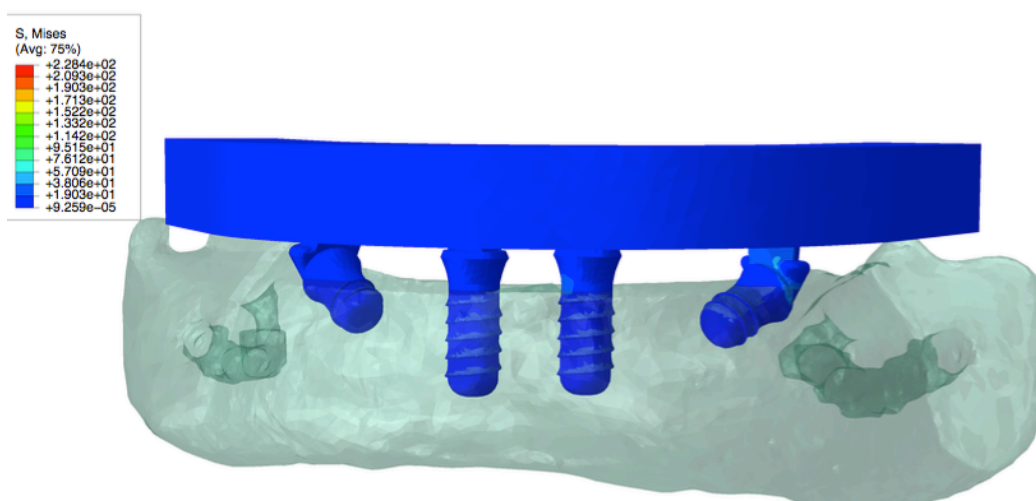
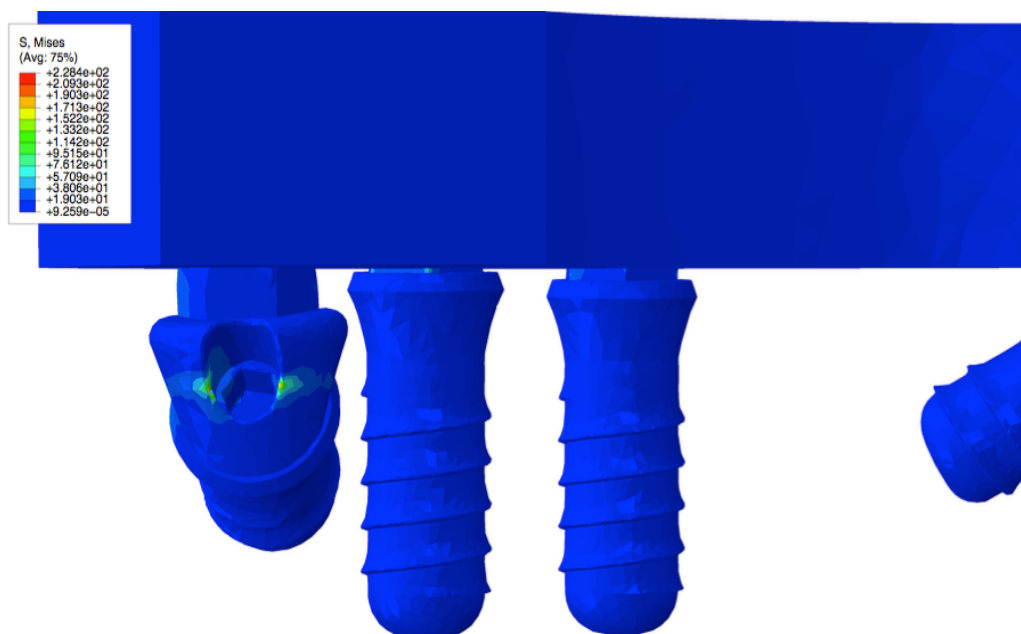
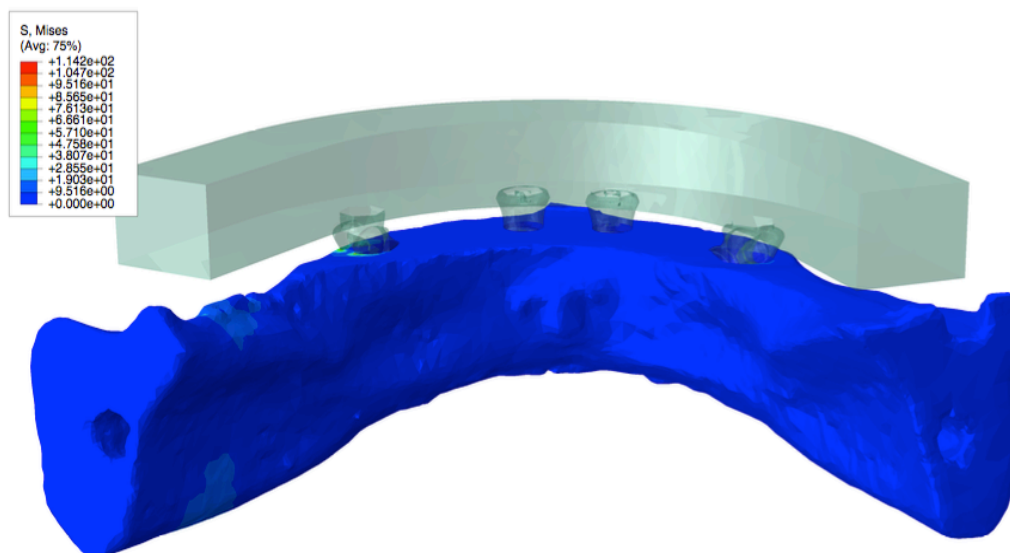


Figura 75 - Vista anterior das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre os pré-molares



*Figura 76 - Pormenor da zona de tensão máxima*

Ao nível ósseo a zona de tensão máxima foi registada por distal do implante angulado do lado onde a mastigação foi exercida, como mostra a Figura 77.



*Figura 77 - Pormenor da zona de tensão máxima ao nível do osso mandibular*



#### 4.4.3. Mastigação Unilateral sobre *Cantilever*

Nesta mastigação verificou-se que os valores mais elevados de tensão se encontraram mais uma vez a distal do implante angulado e do pilar protético do lado onde a mastigação foi simulada, como mostram as Figuras 78 e 79. Nessas mesmas figuras pode-se identificar também alguma tensão por vestibular do corpo dos implantes retos colocados em posição anterior. O pilar voltou a registar valores de tensão máximos, como mostra a Figura 80.

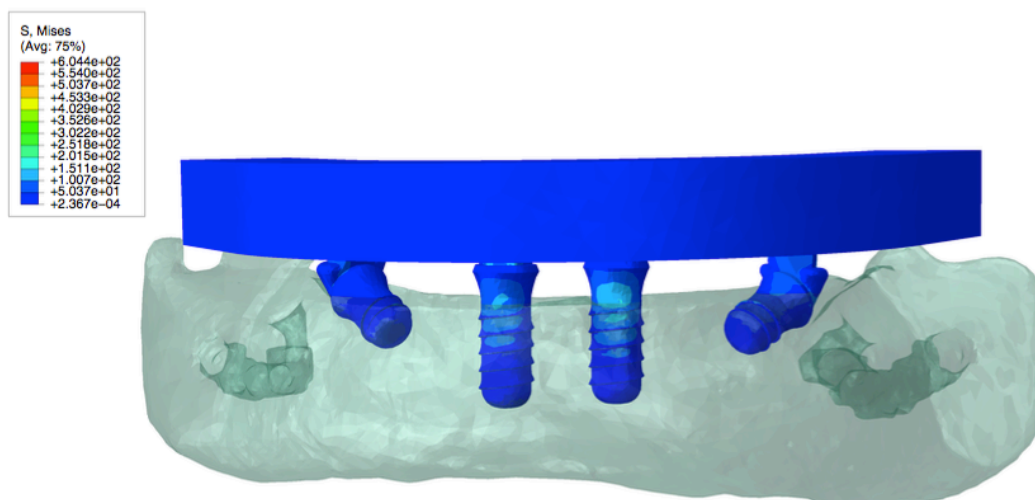


Figura 78 - Vista anterior das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre o cantilever

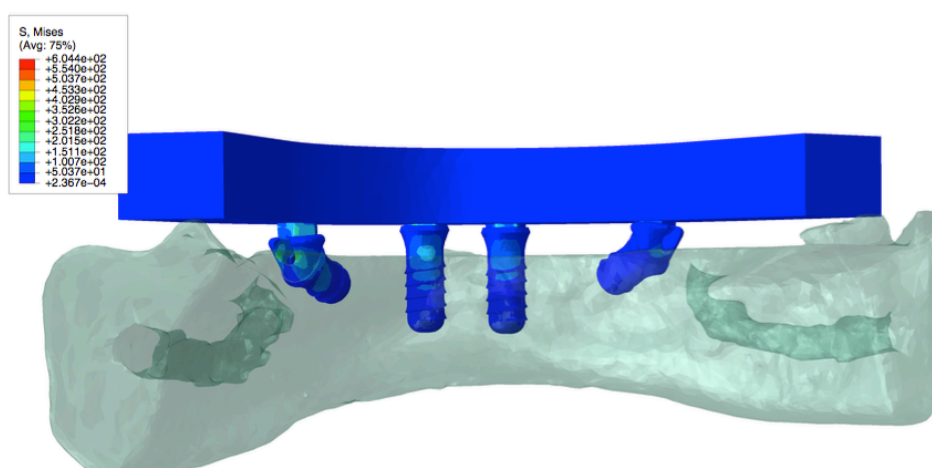
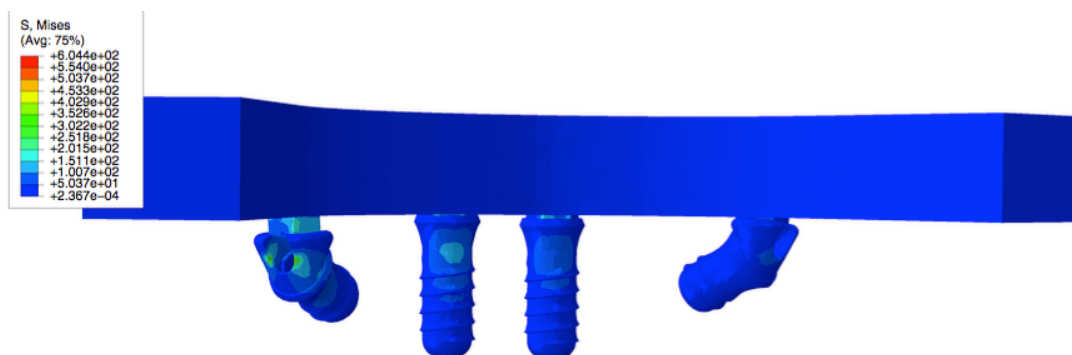
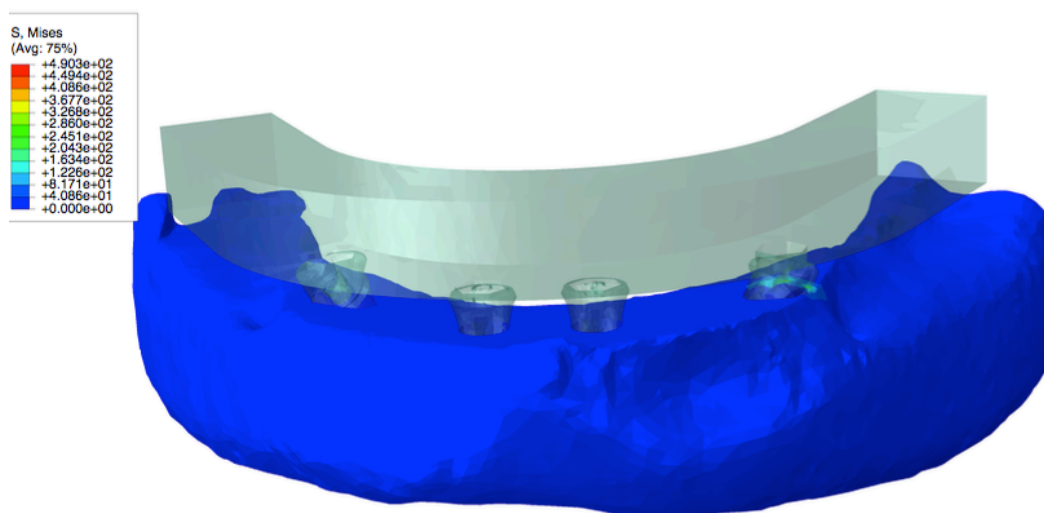


Figura 79 - Vista posterior das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre o cantilever



*Figura 80 - Pormenor da zona de tensão máxima*

A zona óssea de tensão máxima registou-se a distal do implante angulado, do lado onde a mastigação foi efectuada, ao nível do osso cortical, como mostra a Figura 81.



*Figura 81 - Zona de tensão máxima ao nível do osso mandibular*

## 4.5. Modelo 4

### 4.5.1. Mastigação Bilateral

Nesta simulação registaram-se os valores de tensão máximos a distal dos implantes angulados e a distal dos pilares destes implantes como mostram as Figuras 82 e 83. O pico de tensão foi registado na zona do acesso do parafuso protético, como se vê na Figura 84.

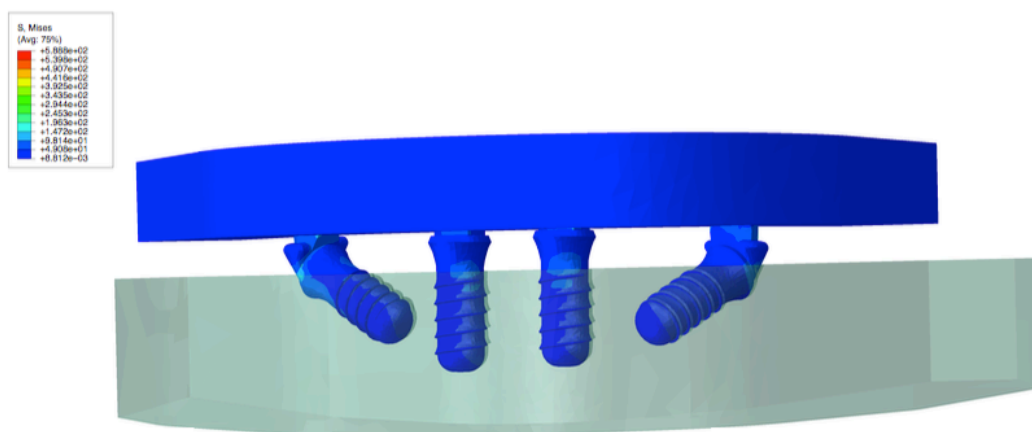


Figura 82 - Vista anterior das tensões resultantes da mastigação bilateral

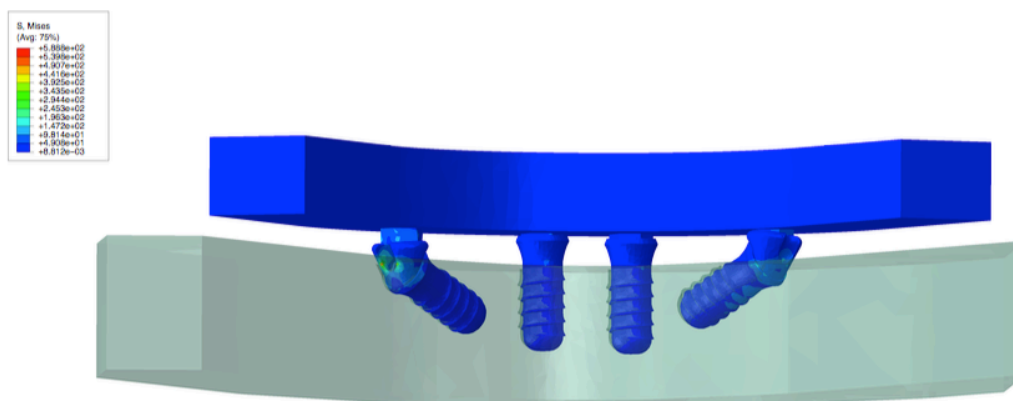


Figura 83 - Vista posterior das tensões resultantes da mastigação bilateral

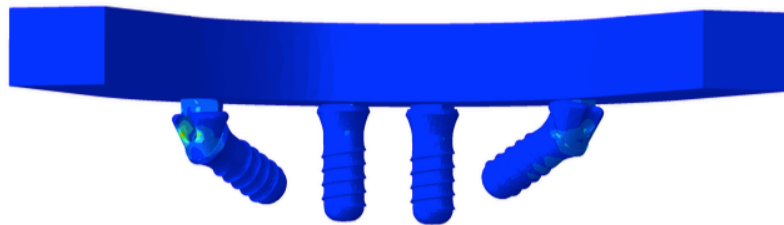
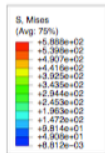


Figura 84 - Pormenor da zona de tensão máxima

Na Figura 85 está evidenciada a zona de tensão máxima ao nível ósseo. Esta ocorreu bilateralmente, a distal dos implantes angulados, ao nível do osso cortical.

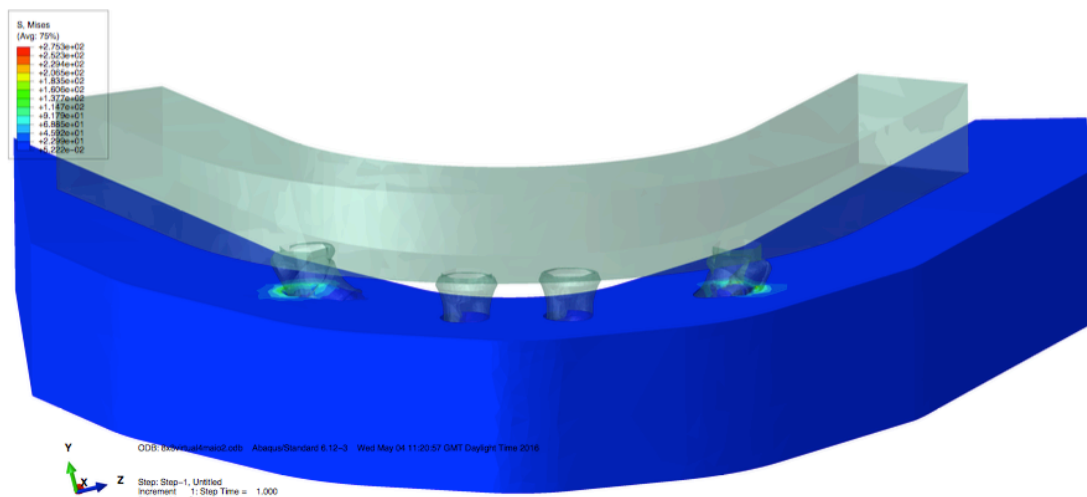


Figura 85 - Pormenor da zona de tensão máxima sobre o osso mandibular

#### 4.5.2. Mastigação Unilateral sobre Pré-molares

Nesta simulação o valor de tensão máxima ocorreu a distal do pilar angulado, do lado que sofreu a mastigação, como se vê na Figura 86 e 87. Mais uma vez, a zona de acesso do parafuso protético foi a que maior tensão registou, como mostra a Figura 88.

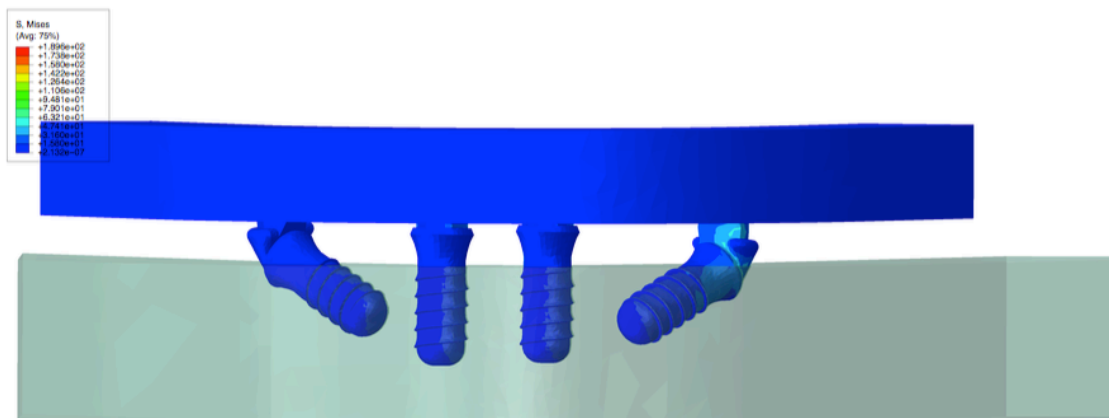


Figura 86 - Vista anterior das forças resultantes da mastigação unilateral sobre os pré-molares

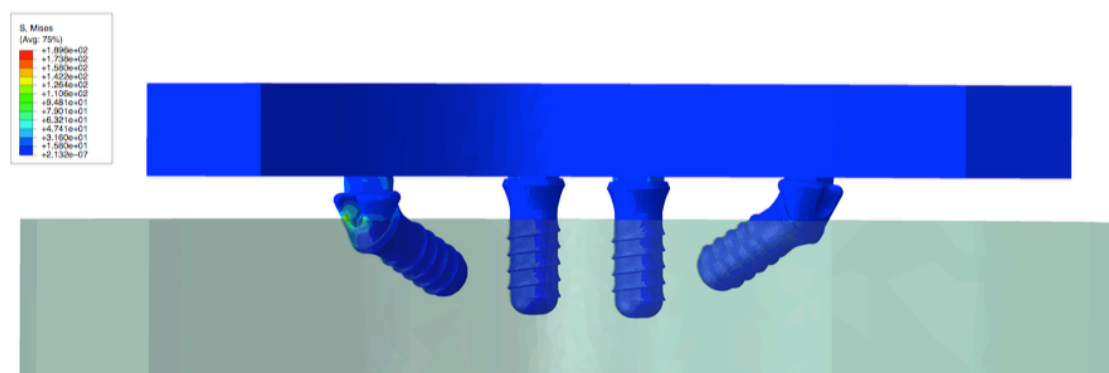


Figura 87 - Vista posterior das forças resultantes da mastigação unilateral sobre os pré-molares

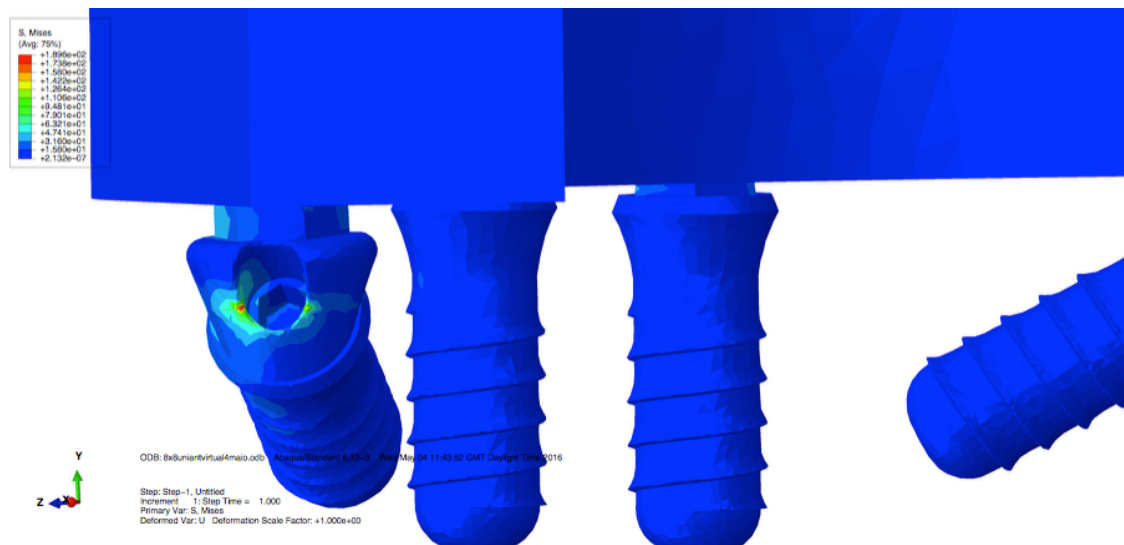


Figura 88 - Pormenor da zona de tensão máxima

Ao nível ósseo o valor máximo de tensão foi registado por distal do implante distal ao nível do osso cortical, como mostra a Figura 89.

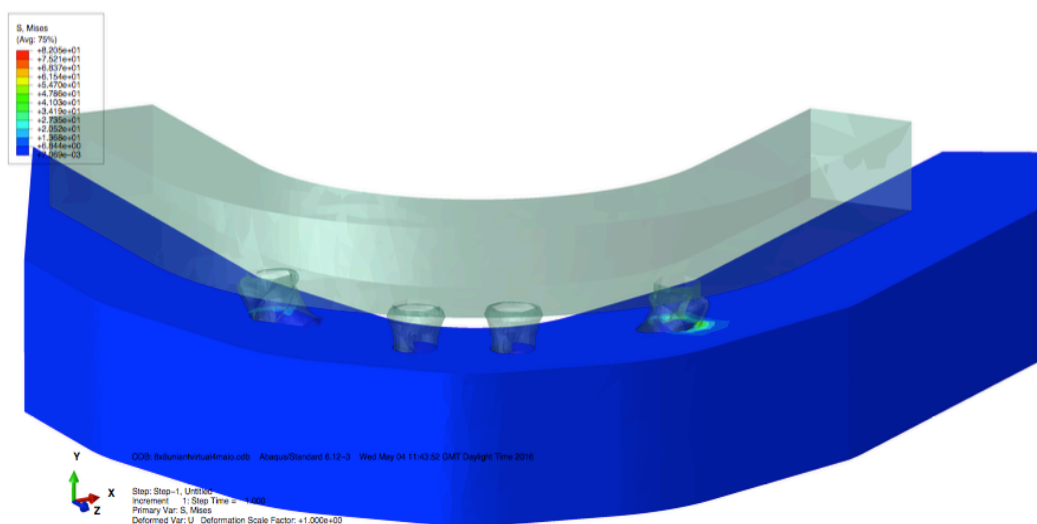


Figura 89 - Pormenor da zona de tensão máxima ao nível do osso mandibular

#### 4.5.3. Mastigação Unilateral sobre Cantilever

Aquando da mastigação unilateral sobre o *cantilever* as tensões máximas voltaram a ser registadas no implante angulado do lado onde foi realizada a simulação, tanto a nível do colo como do pilar protético como mostram as

Figuras 90 e 91. Nesta simulação também se verificou alguma tensão a mesial do implante angulado, do lado onde a mastigação se realizou como também a vestibular dos implantes anteriores, retos. A zona de máxima tensão registada foi a zona de acesso do parafuso protético como se vê na Figura 92.

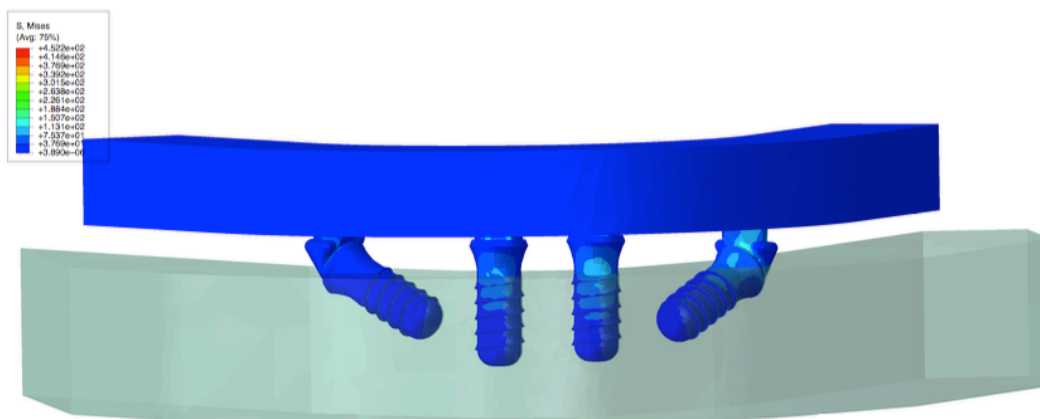


Figura 90 - Vista anterior das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre o cantilever

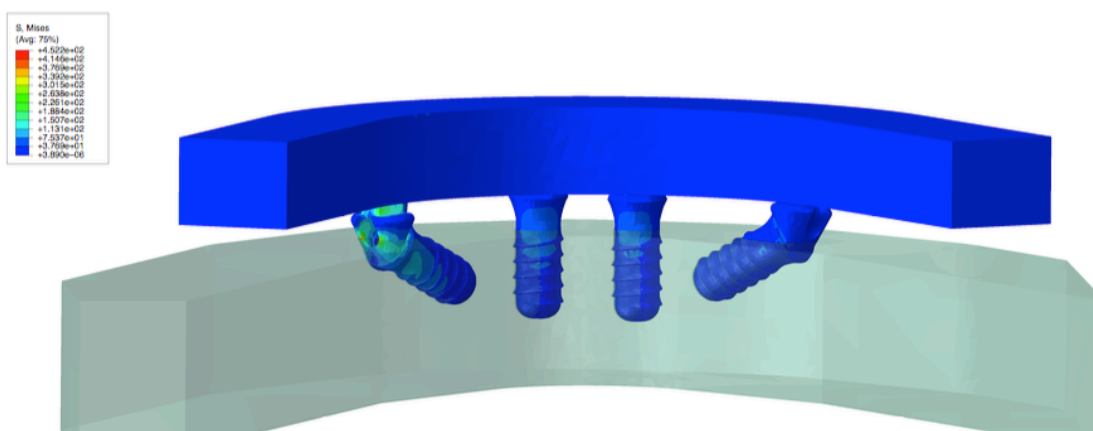
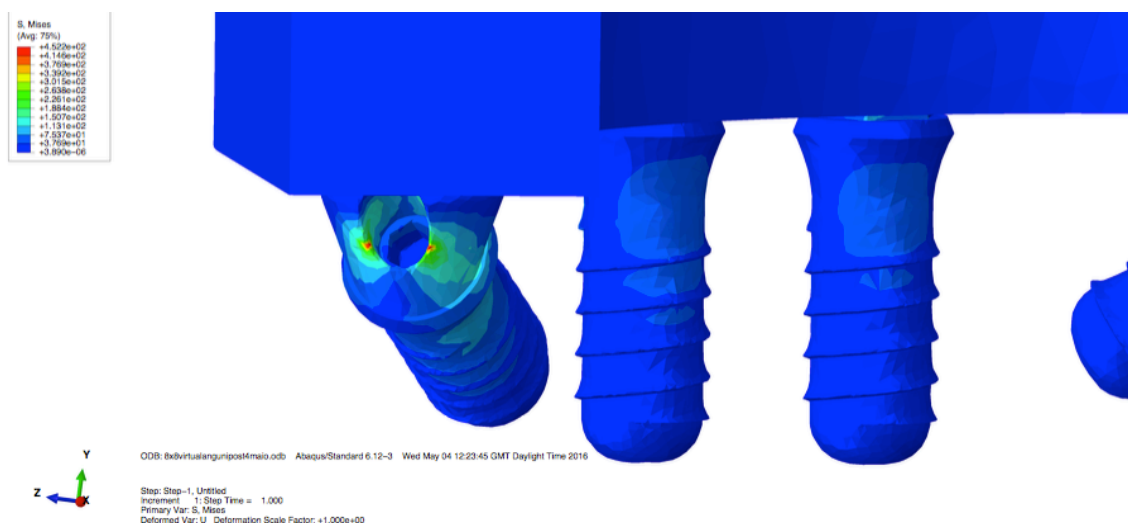
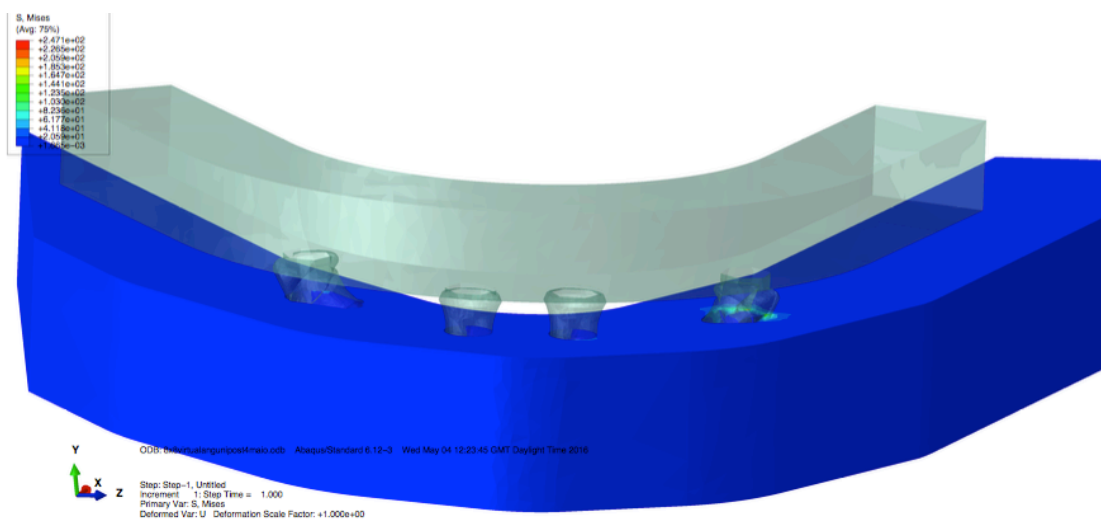


Figura 91 - Vista posterior das tensões resultantes da mastigação sobre o cantilever



*Figura 92 - Pormenor das tensões máximas registadas*

Quando se analisa a distribuição das tensões ao nível ósseo identifica-se a zona de máxima tensão a distal do implante angulado, no osso cortical, do lado onde a mastigação foi simulada, como se vê na Figura 93.



*Figura 93 - Pormenor das tensões máximas registadas ao nível do osso*



## 4.6. Modelo 5

### 4.6.1. Mastigação Bilateral

Nesta simulação os valores mais elevados de tensão ficaram sobretudo nos implantes distais. O implante distal do 3º quadrante e o respectivo pilar protético, registaram os valores máximos. Existiram valores elevados de tensão para além de por distal também por mesial deste. Também os restantes implantes encontraram valores elevados de tensão, sendo que os implantes anteriores registaram valores menores face ao implante angulado do 4º quadrante. As Figuras 94 e 95 documentam estes resultados. Na Figura 96 está evidenciada a zona de tensão máxima, na face distal do pilar protético do 3º quadrante.

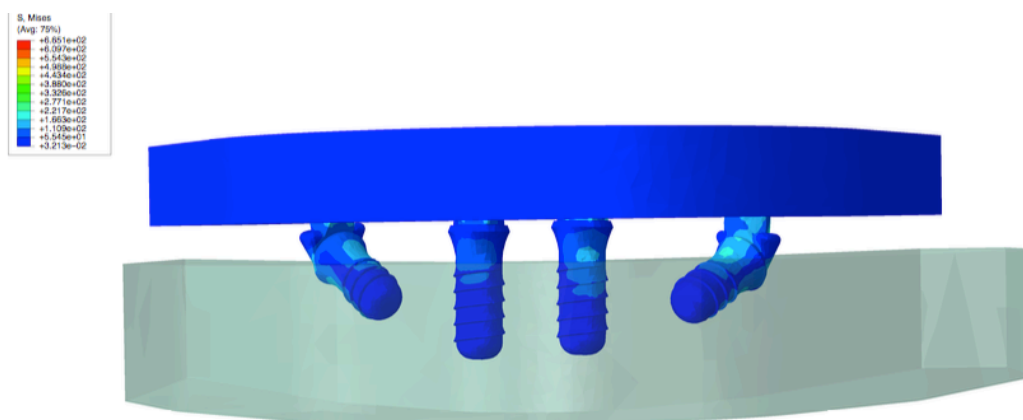


Figura 94 - Vista anterior das tensões resultantes da mastigação bilateral

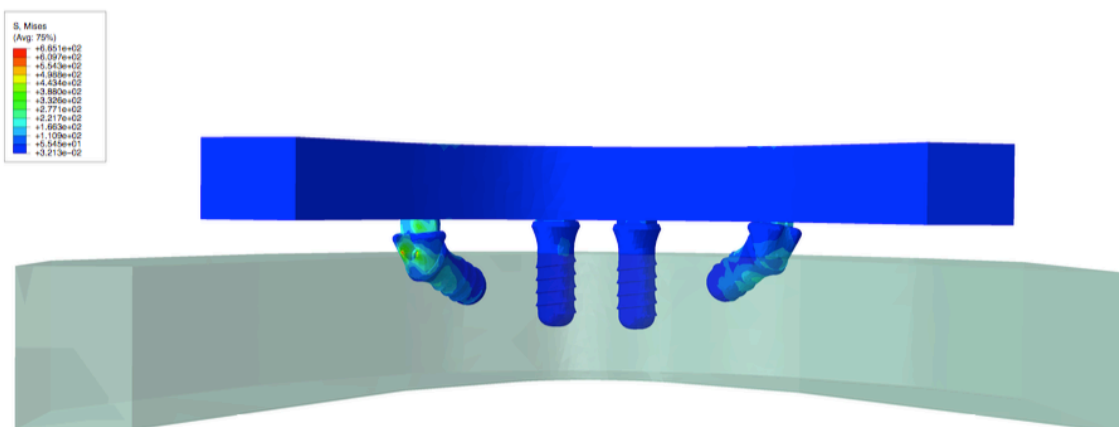


Figura 95 - Vista posterior das tensões resultantes da mastigação bilateral

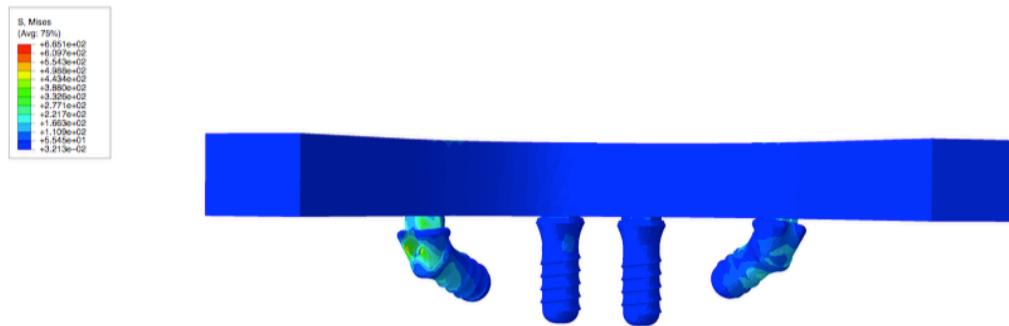


Figura 96 - Pormenor das zonas de tensão máxima

Ao nível ósseo as tensões mais elevadas registaram-se bilateralmente por distal dos implantes angulados na zona do osso cortical.

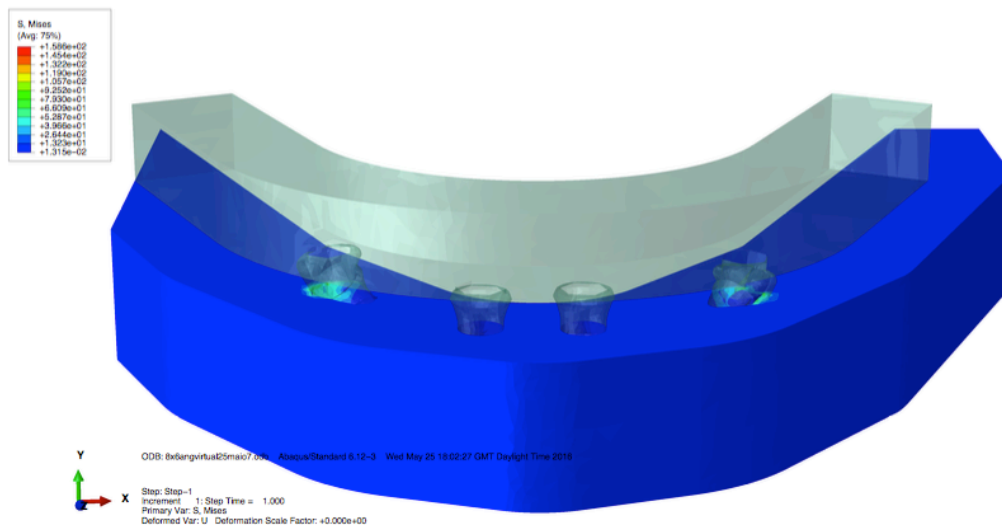


Figura 97 - Vista das zonas de tensão máximas ao nível do osso mandibular

#### 4.6.2. Mastigação Unilateral sobre Pré-molares

Nesta simulação os valores mais elevados de tensão foram registados no implante distal e respectivo pilar protético do lado onde a simulação foi realizada. Registaram-se valores elevados no colo do implante, tanto por mesial como por distal como mostram as Figuras 98 e 99. O valor máximo foi registado a distal do parafuso protético, junto ao acesso do parafuso protético, como se verifica na Figura 100.

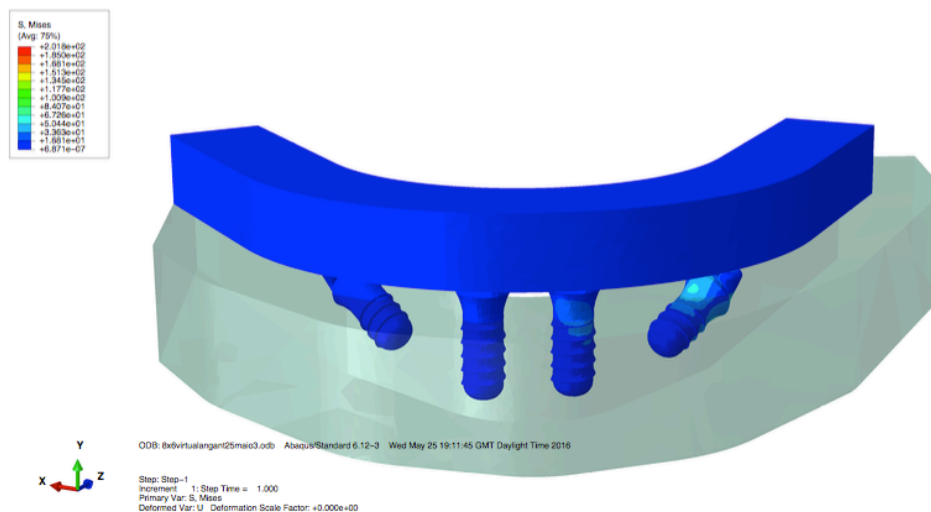


Figura 98 - Vista anterior das zonas de tensão resultantes da mastigação unilateral sobre os pré-molares

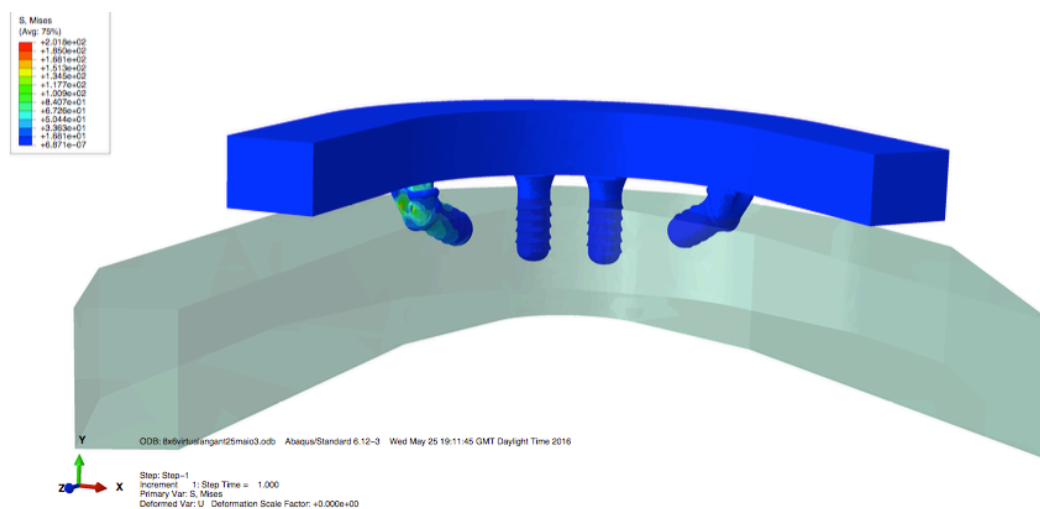


Figura 99 - Vista posterior das zonas de tensão resultantes da mastigação sobre os pré-molares

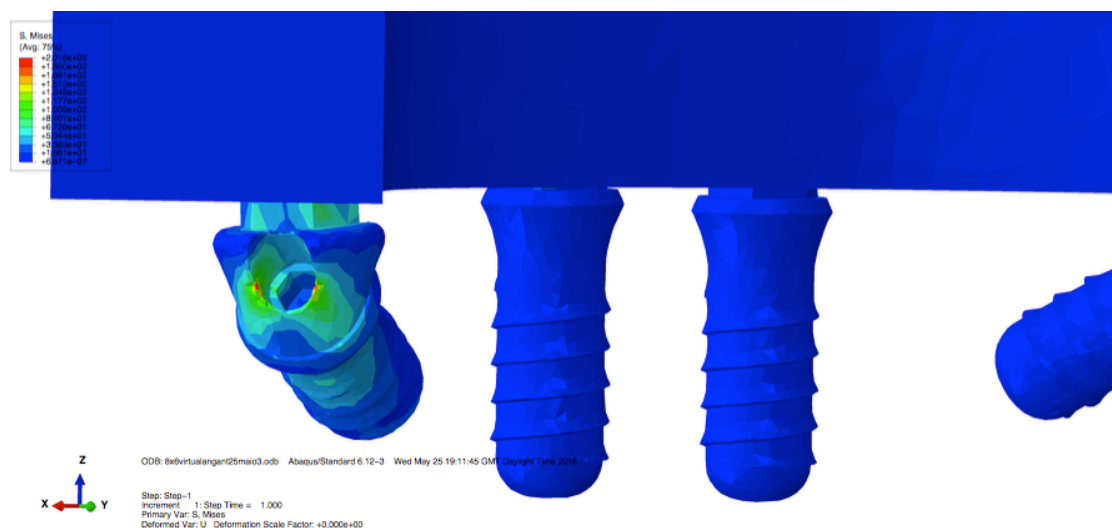


Figura 100 - Pormenor da zona de tensão máxima

Ao nível ósseo a zona de maior tensão registou-se no osso cortical a distal do implante angulado do lado onde a mastigação foi realizada.

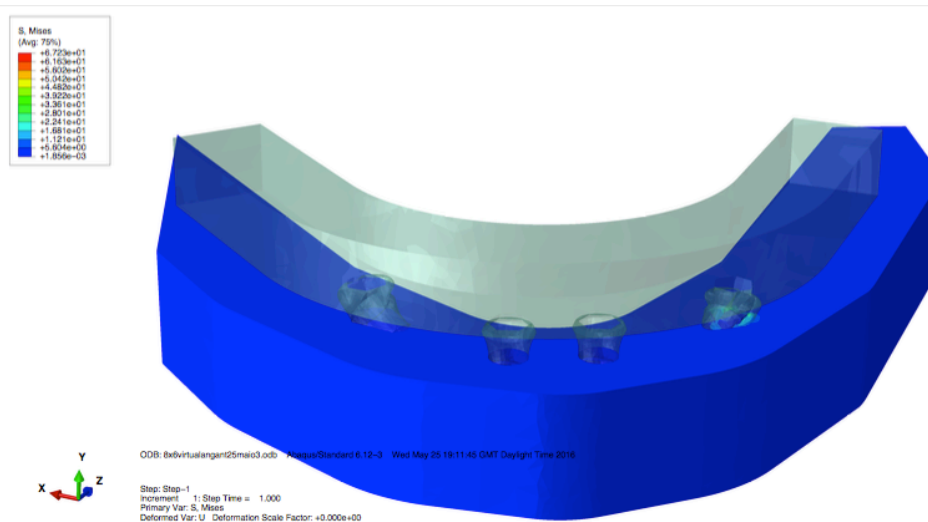
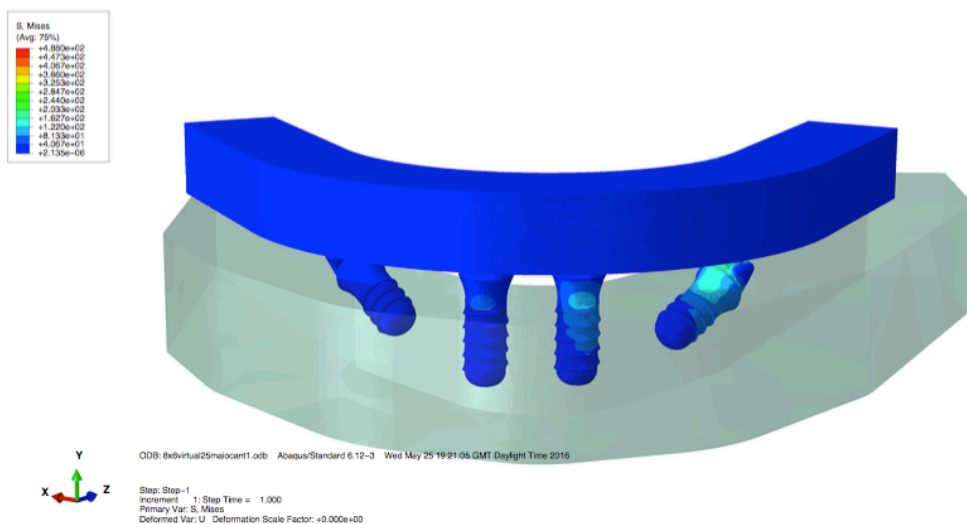


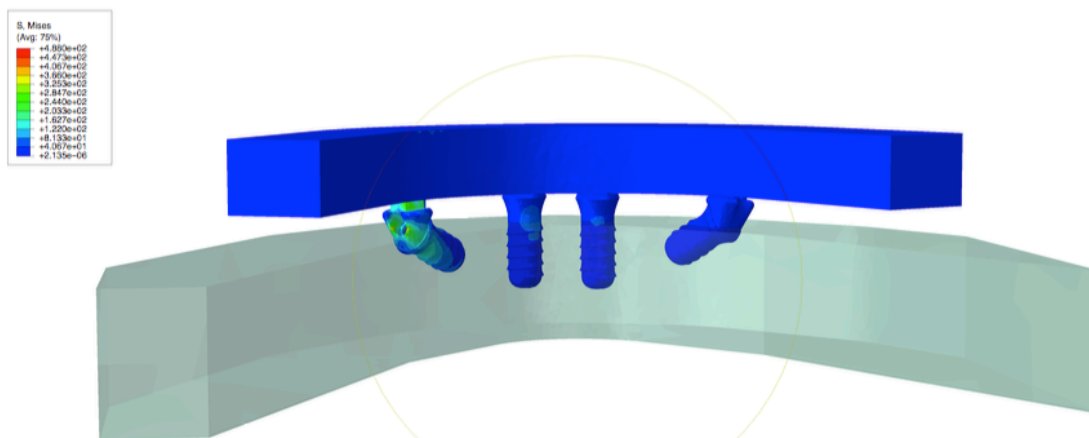
Figura 101 - Vista da zona de tensão máxima ao nível do osso mandibular

#### 4.6.3. Mastigação Unilateral sobre Cantilever

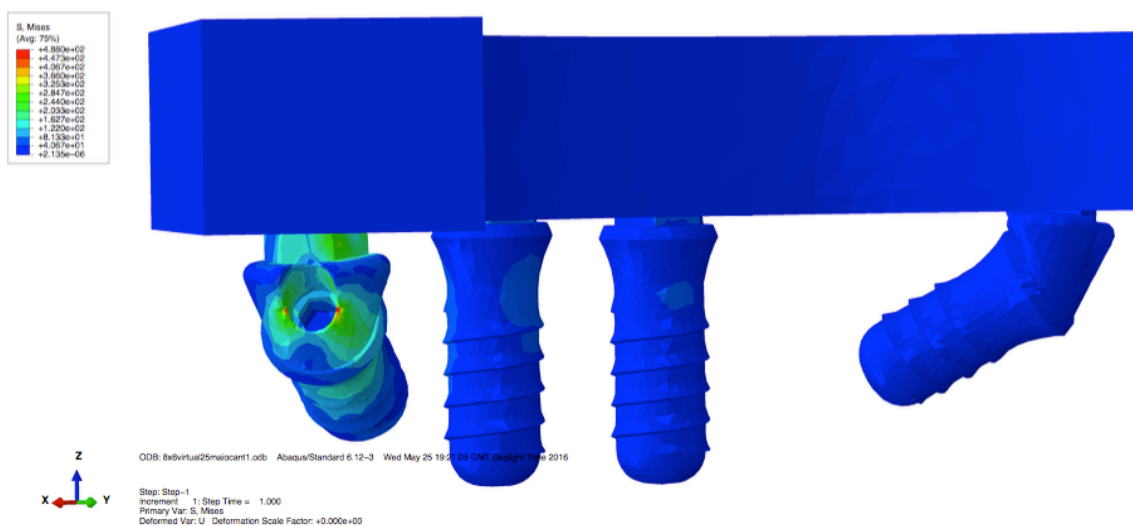
Nesta simulação verificaram-se valores elevados de tensão no implante distal do lado onde a simulação foi realizada, tanto por mesial como por distal deste, e no pilar protético do mesmo como mostram as Figuras 102 e 103. O valor máximo foi registado no acesso ao parafuso protético, como regista a Figura 104.



*Figura 102 - Vista anterior da zona de tensão resultante da mastigação unilateral sobre o cantilever*

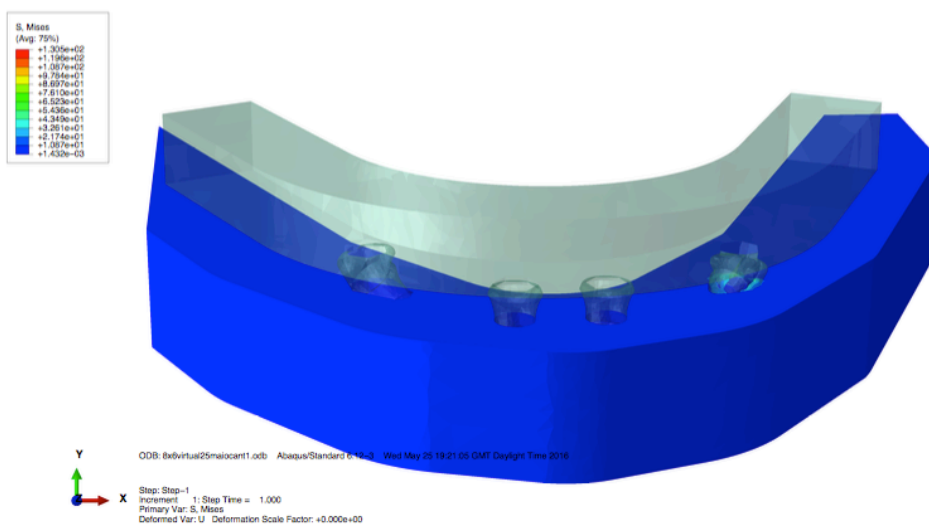


*Figura 103 - Vista posterior resultante das tensões resultantes da mastigação unilateral sobre o cantilever*



*Figura 104 - Pormenor da zona de tensão máxima*

A tensão máxima ao nível ósseo foi registada por distal do implante angulado, ao nível do osso cortical, como mostra a Figura 105.



*Figura 105 - Zona de tensão máxima registada a nível ósseo*

## 4.7. Modelo 6

### 4.7.1. Mastigação Bilateral

Neste modelo os valores máximos de tensão foram registados por distal dos pilares protéticos colocados sobre os implantes distais como mostram as Figuras 106, 107 e 108. Valores elevados foram também encontrados por vestibular dos implantes anteriores retos como evidenciado na Figura 106.

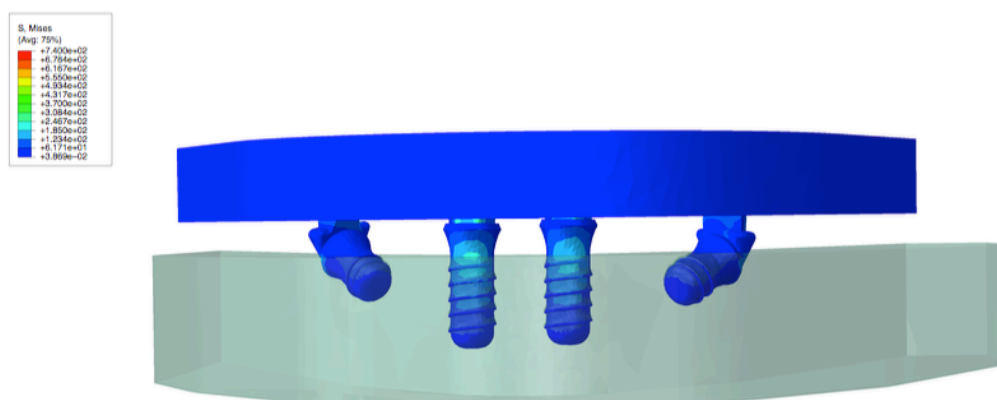


Figura 106 - Vista anterior das tensões resultantes da mastigação bilateral

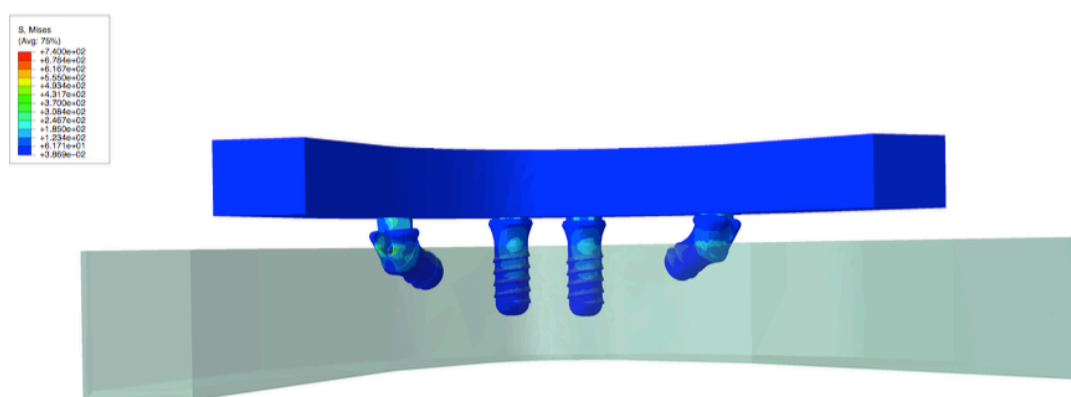


Figura 107 -- Vista posterior das tensões resultantes da mastigação bilateral

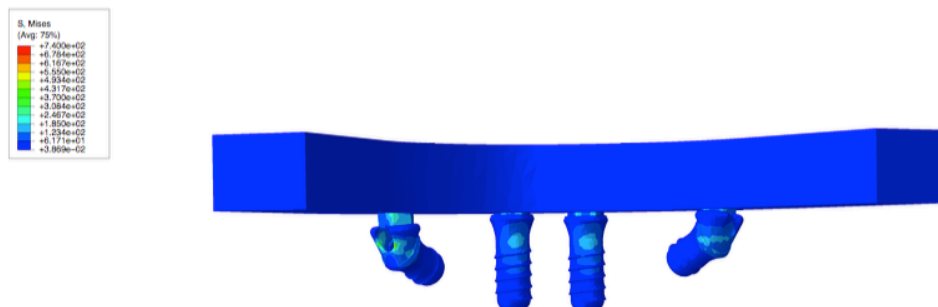


Figura 108 - Pormenor das zonas de tensão máxima registadas

Ao nível ósseo os valores máximos de tensão foram encontrados bilateralmente por distal dos implantes angulados ao nível osso cortical como identifica a Figura 109.

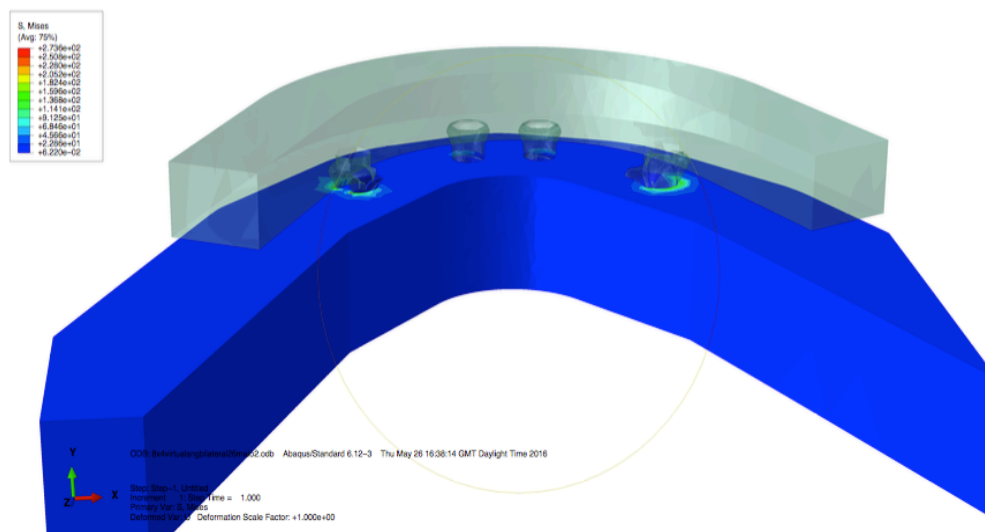


Figura 109 - Zona de tensão máxima registada ao nível ósseo

#### 4.7.2. Mastigação Unilateral sobre Pré-Molares

Os valores mais elevados de tensão, nesta simulação localizaram-se a distal do pilar protético do implante distal, do lado onde a simulação foi realizada, como mostram as Figuras 110, 111 e 112.



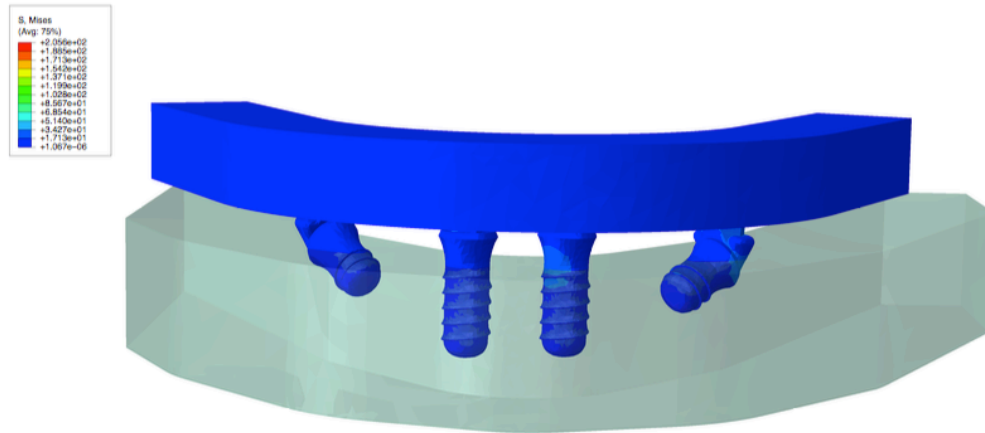


Figura 110 - Vista anterior das zonas de tensão registadas na mastigação unilateral sobre os pré-molares

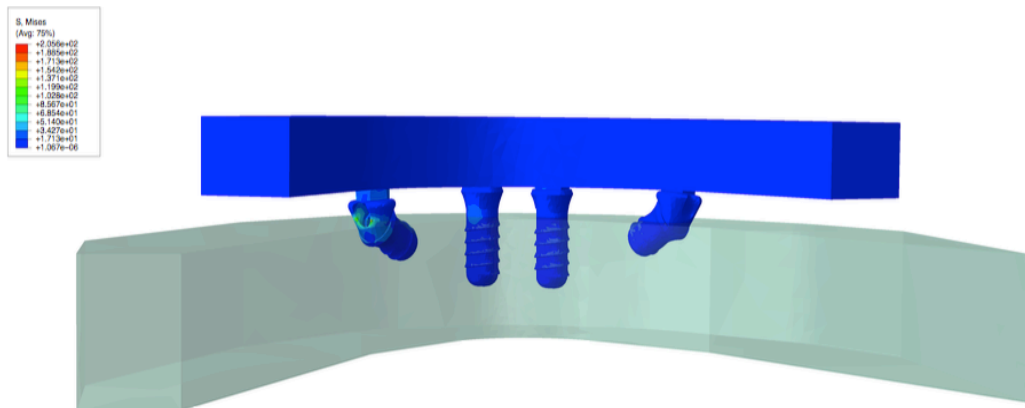


Figura 111 - Vista posterior das zonas de tensão registadas na mastigação unilateral sobre os pré-molares

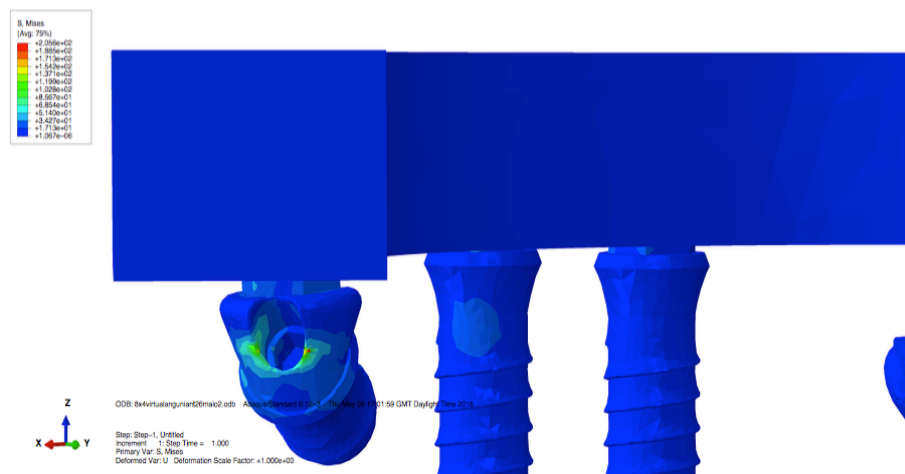


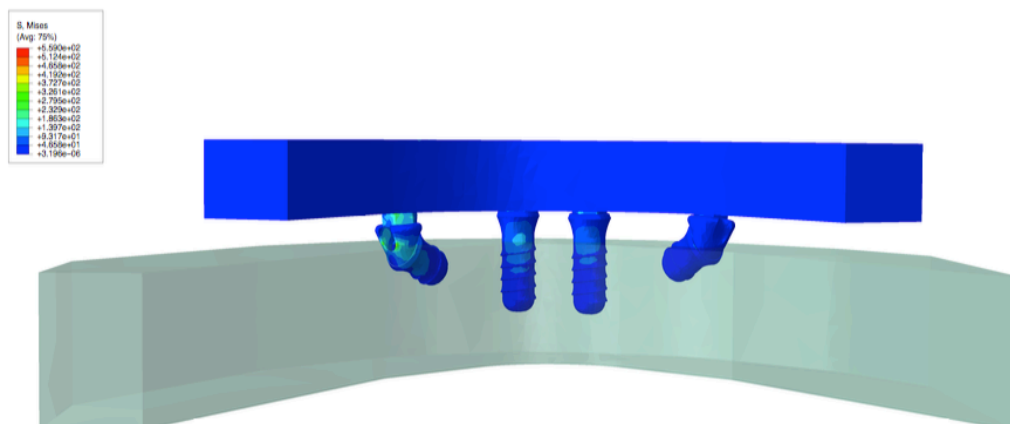
Figura 112 - Pormenor das zonas de tensão máxima

3D FEA plot showing stress distribution on a curved structure. The color scale indicates stress values in MPa, ranging from -0.941e+03 (blue) to +0.875e+01 (red). The plot shows high stress concentrations at the base of the structure and around the pillars.

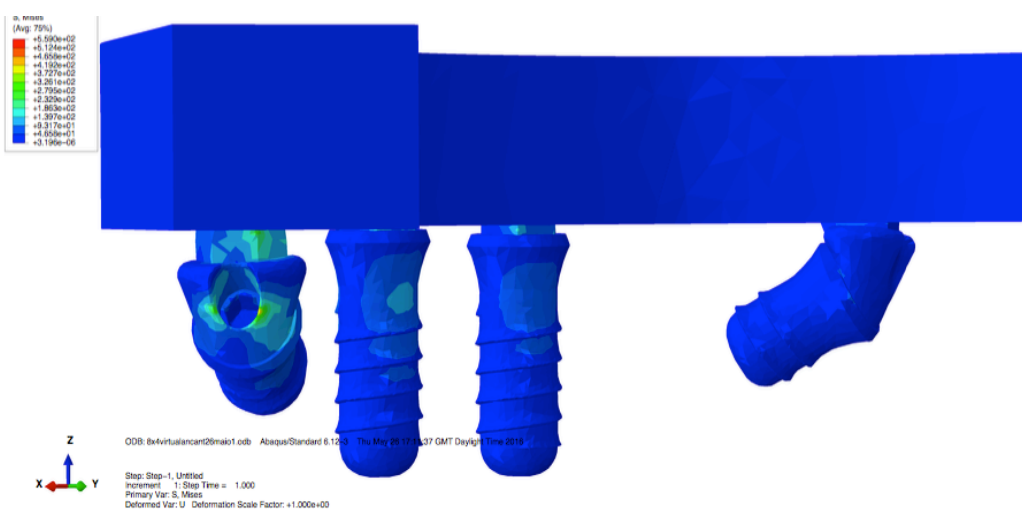
#### 4.7.3. Mastigação Unilateral sobre Cantilever

3D visualization of the von Mises stress distribution on the bottom flange of a beam-column joint. The beam is shown in blue, and the column is shown in green. The stress distribution is color-coded, with a legend on the left showing values from 3.190e-06 to 5.650e-02. The highest stress is concentrated at the ends of the beam, near the column, indicating a high moment transfer.

Joana Xavier | Mestrado em Cirurgia Oral



*Figura 115 - Vista posterior das zonas de tensão registadas na mastigação unilateral sobre o cantilever*



*Figura 116 - Pormenor da zona de tensão máxima registada*

Ao nível ósseo o valor de tensão mais elevado foi registado a distal do implante angulado, do lado onde se registou a mastigação, ao nível do osso cortical, como mostra a Figura 117.

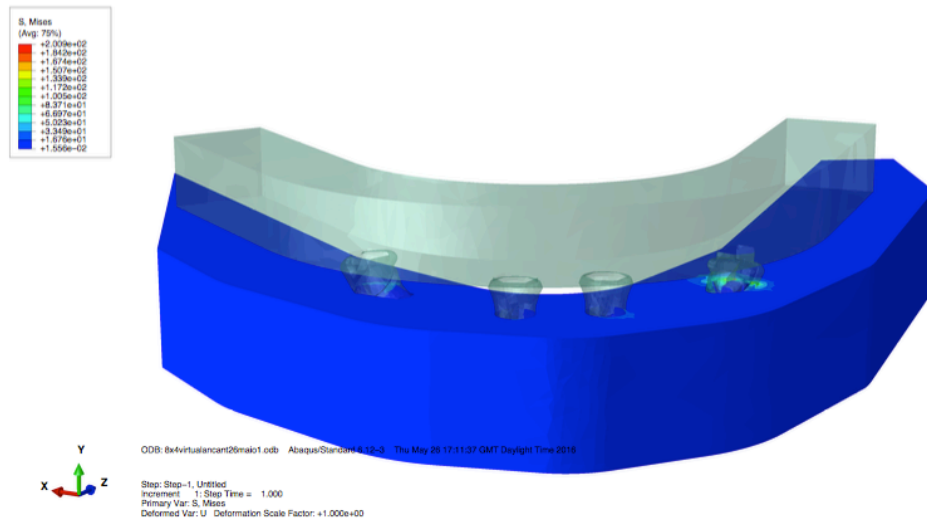


Figura 117 - Zona de tensão máxima registada ao nível do osso mandibular

## 4.8. Dispersão da Tensão ao Nível Ósseo

### 4.8.1. Modelos com Implantes Distais com 8 mm de Comprimento

A Figura 118 ilustra a tensão registada ao nível ósseo no modelo 1, com mandíbula real, na mastigação bilateral (A), unilateral anterior (B) e unilateral sobre o *cantilever* (C).

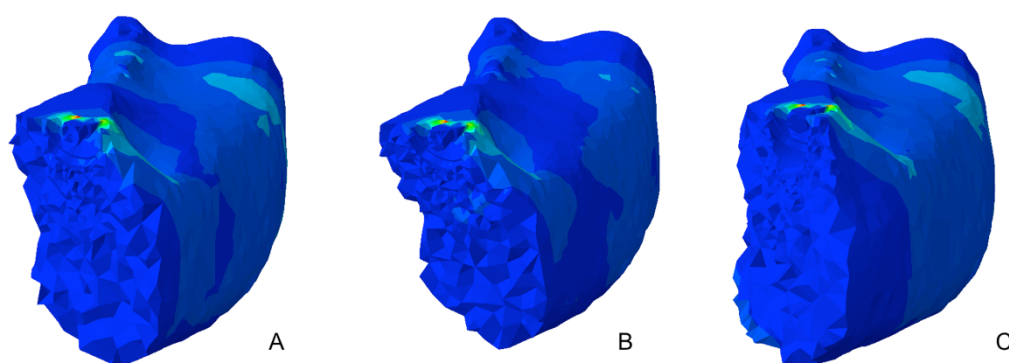


Figura 118 - Pormenor ósseo do Modelo 1 aquando da mastigação bilateral (A), unilateral anterior (B) e unilateral sobre o *cantilever* (C)

A Figura 119 ilustra a tensão registada ao nível ósseo no modelo 4, com mandíbula virtual, na mastigação bilateral (A), unilateral anterior (B) e unilateral sobre o *cantilever* (C).

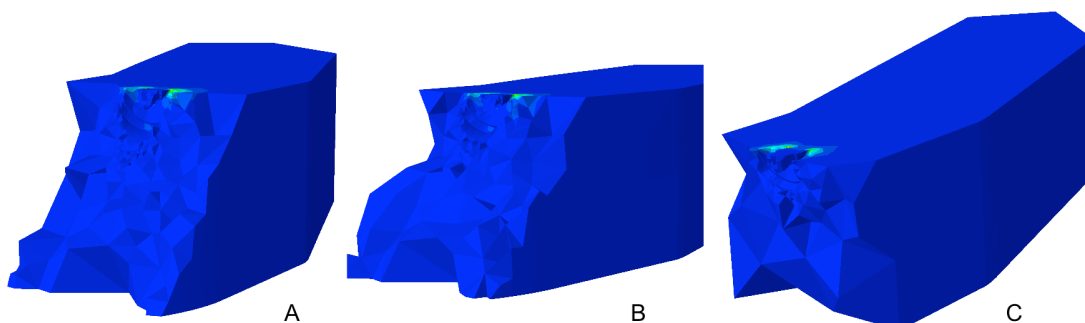


Figura 119 - Pormenor ósseo do Modelo 4 aquando da mastigação bilateral (A), unilateral anterior (B) e unilateral sobre o *cantilever* (C).

#### 4.8.2. Modelos com Implantes Distais com 6 mm de Comprimento

---

A Figura 120 ilustra a tensão registada ao nível ósseo no modelo 2, com mandíbula real, na mastigação bilateral (A), unilateral anterior (B) e unilateral sobre o *cantilever* (C).

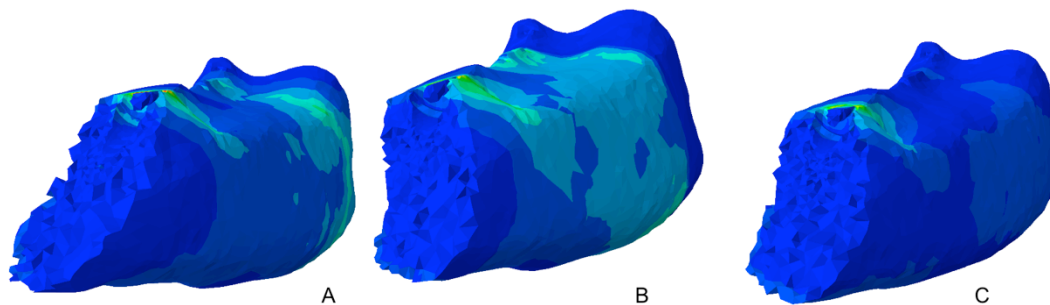


Figura 120 - Pormenor ósseo do Modelo 2, aquando da mastigação bilateral (A), unilateral anterior (B) e unilateral sobre o *cantilever* (C)

A Figura 121 ilustra a tensão registada ao nível ósseo no modelo 5, com mandíbula virtual, na mastigação bilateral (A), unilateral anterior (B) e unilateral sobre o *cantilever* (C).

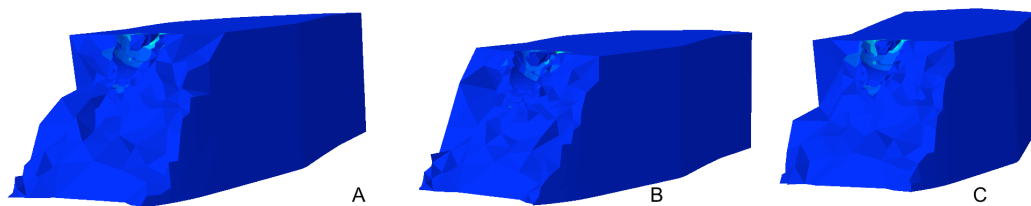


Figura 121 - Pormenor ósseo do Modelo 5 aquando da mastigação bilateral (A), unilateral anterior (B) e unilateral sobre o *cantilever* (C).

### 4.8.3. Modelos com Implantes Distais com 4 mm de Comprimento

---

A Figura 122 ilustra a tensão registada ao nível ósseo no modelo 3, com mandíbula real, na mastigação bilateral (A), unilateral anterior (B) e unilateral sobre o *cantilever* (C).

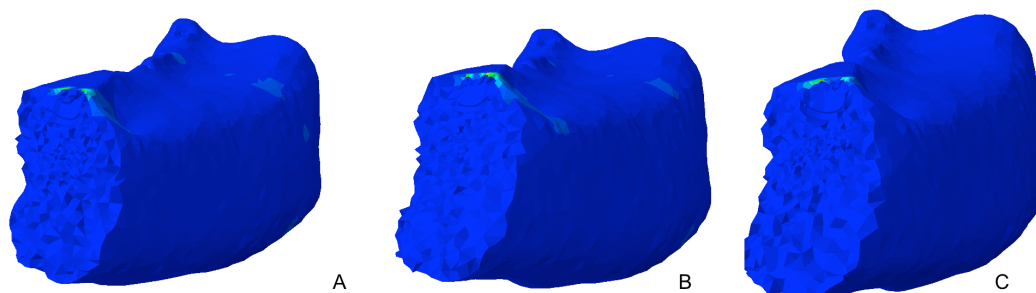


Figura 122 - Pormenor ósseo do Modelo 3 aquando da mastigação bilateral (A), unilateral anterior (B) e unilateral sobre o *cantilever* (C).

A Figura 123 ilustra a tensão registada ao nível ósseo no modelo 6, com mandíbula virtual, na mastigação bilateral (A), unilateral anterior (B) e unilateral sobre o *cantilever* (C).

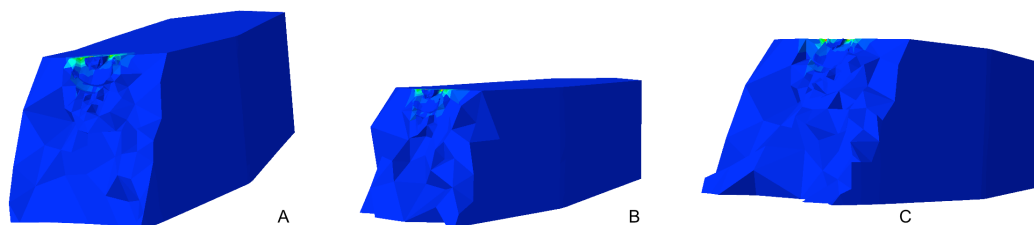


Figura 123 - Pormenor ósseo do Modelo 6 aquando da mastigação bilateral (A), unilateral anterior (B) e unilateral sobre o *cantilever* (C).

## 4.9. Análise da Distribuição das Tensões ao Longo do Implante

Para entender a distribuição das tensões ao longo do implante realizou-se um estudo de como estas se dispersavam no mesmo utilizando o implante distal do 3º quadrante e a mastigação bilateral como referência de comparação. Os gráficos 1, 2 e 3 mostram que, independentemente do tamanho do implante, a tensão máxima vai diminuindo ao longo do comprimento do mesmo.

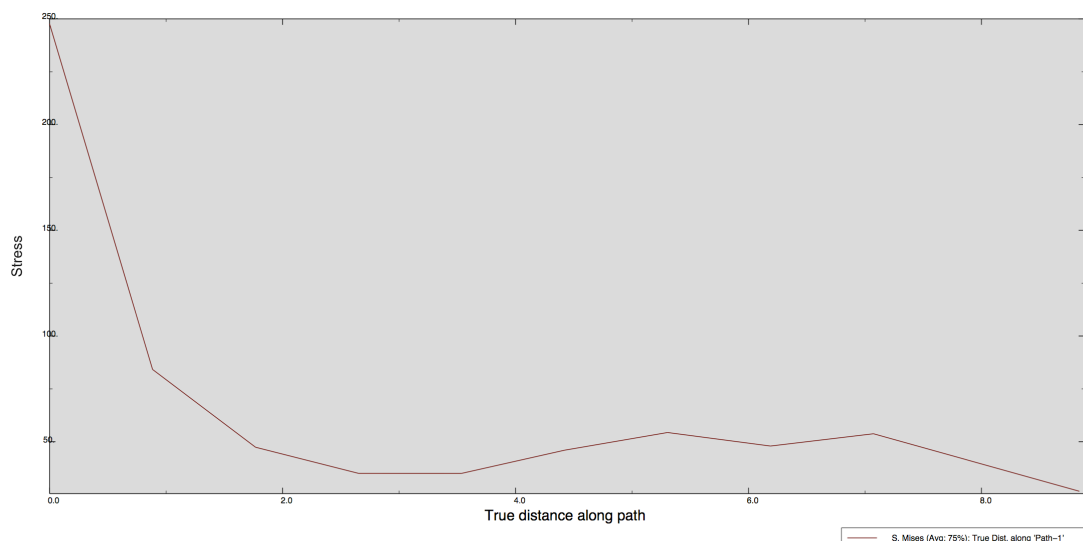


Gráfico 1 - Dispersão das tensões ao longo do implante de 8 mm



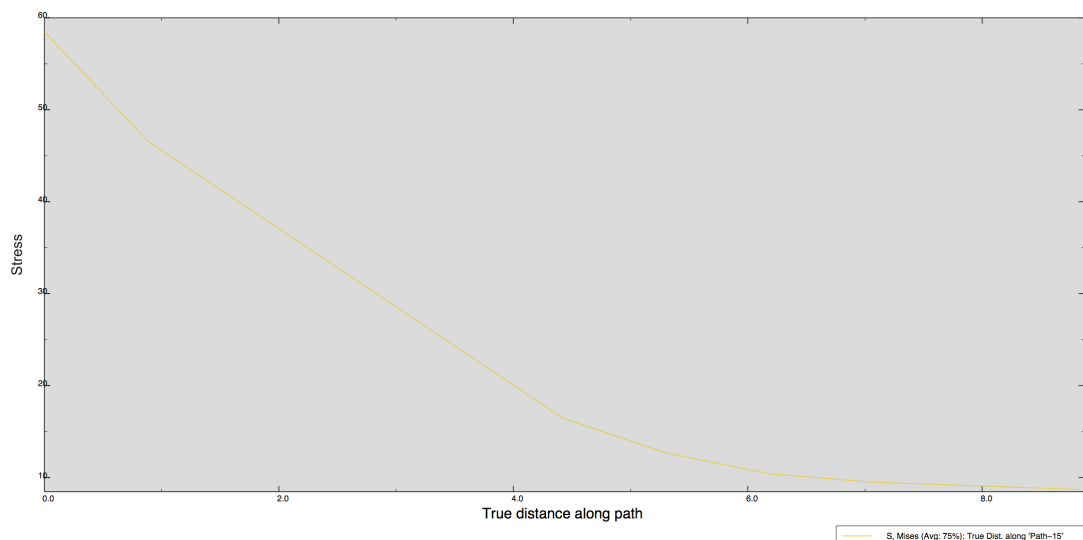


Gráfico 2 - Dispersão das tensões ao longo do implante de 6 mm

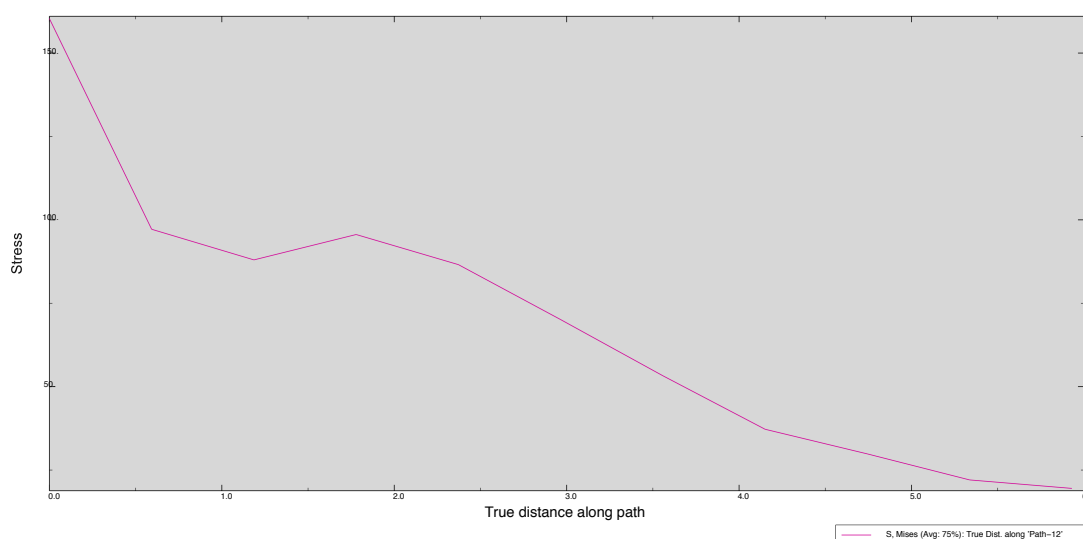


Gráfico 3 - Dispersão das tensões ao longo do implante de 4 mm

Outro dado relevante está relacionado com os valores intercalares, mais elevados, que são encontrados ao longo dos gráficos, sobretudo nos Gráficos 1 e 3. Quando foi avaliada a localização destes picos identificou-se que estavam associados à presença de espiras na modelização do nosso implante.

Obtiveram-se as estatísticas descritivas (média e desvio padrão) das forças encontradas para cada tipo de mastigação em função do modelo

utilizado, atendendo ao implante, ao osso e para as situações: mandíbula virtual (Tabela 5) e mandíbula real (Tabela 6).

Atendendo à limitação real da obtenção de um número suficiente de amostras representativas das situações em estudo recorreu-se à geração de amostras aleatórias via método de Monte Carlo. Este é atualmente um dos métodos mais importantes e significativos na simulação virtual pois permite a obtenção de amostras de forma a estudar experimentalmente o comportamento das variáveis em causa. Assim sendo, a geração de amostras aleatórias passa, em geral, por duas fases: geração de números aleatórios seguindo uma distribuição uniforme de parâmetros 0 e 1, e transformação daqueles números noutros igualmente aleatórios, mas seguindo uma outra distribuição qualquer pretendida (Dudewicz and Mishra 1988).

No estudo desenvolvido considerou-se a distribuição normal com os parâmetros média e desvio padrão dados pelos resultados apresentados na tabela 4 para cada situação: tipo de mastigação/modelo nas duas situações: implante e osso. Geraram-se 200 amostras para cada tipo de mastigação e em cada modelo em ambas as situações.

Atendendo aos resultados apresentados na Tabela 5 verifica-se que para o implante e em termos médios, a força exercida aumenta nos três tipos de mastigação entre modelos, ou seja, os valores mais baixos ocorreram no modelo 4 e os mais elevados no modelo 6. A dispersão dos resultados não apresenta comportamento típico. Relativamente às forças exercidas no osso verifica-se que estas foram mais baixas no modelo 5 e também foi neste modelo que ocorreram as menores dispersões de resultados.

Virtual	Implante			Osso		
	Modelo			Modelo		
Mastigação	4	5	6	4	5	6
	$\bar{X}(s)$	$\bar{X}(s)$	$\bar{X}(s)$	$\bar{X}(s)$	$\bar{X}(s)$	$\bar{X}(s)$
Bilateral	510,0	605,7	628,0	220,0	181,7	236,7
	0	5	0	0	5	5
	(52,9	(85,9	(103,3	(35,1	(26,2	(32,5
	2)	9)	5)	5)	7)	6)
Unilateral sobre pré-molares	192,2	195,2	186,5	87,25	63,25	76,75
	5	5	0	(14,5	(7,50)	(19,0
	(23,1	(12,1	(48,06	9)		2)
	3)	8)	)			
Unilateral sobre cantilever	437,0	488,2	519,2	224,5	131,7	201,5
	0	5	5	0	5	(20,1
	(23,1	(58,4	(37,82	(27,8	(8,62)	4)
	4)	5)	)	4)		

*Tabela 5 - Estatísticas descritivas das forças encontradas em cada tipo de mastigação em função do modelo para implante e osso na mandíbula virtual*

Como anteriormente referido na Tabela 6 apresentam-se as estatísticas descritivas das forças encontradas em cada tipo de mastigação para cada modelo no implante e no osso na mandíbula real.

Por observação da Tabela 6 e atendendo ao implante tem-se que, em termos médios, as forças foram mais elevadas no modelo 3, enquanto os valores mais baixos foram registados no modelo 1 para as mastigações bilateral e unilateral sobre *cantilever* e no modelo 2 na mastigação unilateral sobre os pré-molares. Quanto ao osso verifica-se que os valores médios mais baixos das forças exercidas ocorreram no modelo 2 nas mastigações unilaterais e no modelo 1 na mastigação unilateral, os valores mais elevados verificaram-se no modelo 3 nos três tipos de mastigação. Comparando os resultados da Tabela 5 (mandíbula virtual) e Tabela 6 (mandíbula real) conclui-se que estes são consideravelmente diferentes com exceção para o implante da mastigação bilateral no modelo de 8 mm (1 e 3) e da mastigação unilateral sobre o *cantilever* para o modelo de 4 mm (3 e 6).

Real	Implante			Osso		
	Modelo			Modelo		
Mastigação	1 $\bar{X}(s)$	2 $\bar{X}(s)$	3 $\bar{X}(s)$	1 $\bar{X}(s)$	2 $\bar{X}(s)$	3 $\bar{X}(s)$
Bilateral	507,2	526,2	694,5	192,7	379,2	421,
	5	5	0	5	5	75
	(16,1	(72,5	(86,1	(6,60	(19,0	(46,7
	5)	6)	3)	)	2)	4)
Unilateral sobre pré-molares	154,5	139,5	246,7	61,50	49,25	150,
	0	0	5	(6,46	(2,50	25
	(16,6	(29,2	(25,7	)	)	(37,2
	2)	6)	5)			6)
Unilateral sobre cantilever	272,0	289,5	597,0	106,2	96,75	481,
	0	0	0	5	(15,7	50
	(39,2	(46,4	(33,2	(24,2	8)	(32,9
	9)	4)	4)	6)		1)

*Tabela 6 - Estatísticas descritivas das forças encontradas em cada tipo de mastigação em função do modelo para implante e osso na mandíbula real*

Os dados apresentados na Tabela 6 são a referência para as amostras geradas. Ou seja, pretende-se averiguar se as amostras aleatórias obtidas via Monte Carlo com base nos resultados registados para as forças da mandíbula virtual são significativamente distintos dos valores da mandíbula real. Na Tabela 7 apresentam-se os resultados dos valores de prova do teste paramétrico  $t$  para uma amostra obtidos.

Por análise da Tabela 7 conclui-se que os valores médios obtidos para as amostras geradas em cada tipo de mastigação/modelo para o implante e osso são significativamente distintos dos valores médios registados para a mandíbula real, com exceção no implante da mastigação bilateral no modelo 8mm e da mastigação unilateral sobre o *cantilever* no modelo 4 mm. Tais resultados eram esperados uma vez que os valores de base (Tabela 5) da geração das amostras aleatórias são muito diferentes dos valores da mandíbula real (Tabela 6), como já tinha sido referido.

Real	Implante			Osso		
	Modelo			Modelo		
Mastigação	8mm valor de prova	6mm valor de prova	4mm valor de prova	8mm valor de prova	6mm valor de prova	4mm valor de prova
Bilateral	0,346	<0,00 1	<0,00 1	<0,00 1	<0,00 1	<0,0 01
Unilateral sobre pré- molares	<0,00 1	<0,00 1	<0,01	<0,00 1	<0,00 1	<0,0 01
Unilateral sobre cantilever	<0,00 1	<0,00 1	0,280	<0,00 1	<0,00 1	<0,0 01

*Tabela 7 - Comparação entre resultados das distribuições geradas e reais, valor prova teste t*

Na Tabela 8 apresentam-se os resultados das forças sobre o implante em função do comprimento do implante e do tipo de mastigação, não sendo feita distinção do tipo de mandíbula. Atendendo aos modelos cujos implantes angulados têm de comprimento 8 mm verifica-se que, em termos médios, as forças são menores na mastigação unilateral anterior ao *cantilever* (191,78) e mais elevadas na mastigação bilateral (510,72). Quanto aos modelos com implantes de comprimento 6mm tem-se que em termos médios as forças são menores na mastigação anterior ao *cantilever* (196,43) e mais elevadas na mastigação bilateral (605,74). Nos modelo cujo comprimento dos implantes distais é 4 mm o comportamento é idêntico aos anteriores, média das forças mais baixa (176,81) na mastigação unilateral sobre os pré-molares e mais elevada (634,23) na mastigação bilateral. Conclui-se pelo teste anova que existe evidência estatística suficiente para afirmar que as forças exercidas sobre o implante são significativamente distintas entre todas as mastigações para os três modelos analisados (resultado das comparações múltiplas de Games-Howel). Relativamente à mastigação bilateral e à mastigação unilateral sobre o *cantilever* conclui-se que os resultados das forças sobre o implante obtidos são significativamente distintos entre todos os modelos, sendo mais baixos nos modelos com implante angulado com comprimento de 8 mm e mais elevados nos modelos com implante angulado com comprimento de 4 mm. Na mastigação unilateral sobre os pré-molares tem-

se que os resultados das forças sobre os modelos com implante angulado de 4 mm se distinguem significativamente dos restantes modelos, sendo o menor valor médio (176,81) registado neste tipo de modelo.

Mastigação	Modelo			Anova valor de prova	Teste Games-Howel
	8mm $\bar{X}(s)$	6mm $\bar{X}(s)$	4mm $\bar{X}(s)$		
<b>Bilateral</b>	510,72 (51,94)	605,74 (88,34)	634,23 (94,52)	<0,001	Todos os modelos diferentes entre si
<b>Unilateral sobre pré-molares</b>	191,78 (24,92)	196,43 (12,66)	176,81 (48,47)	<0,001	Modelo 4mm diferente dos restantes
<b>Unilateral sobre cantilever</b>	438,46 (21,51)	481,73 (60,82)	516,37 (37,62)	<0,001	Todos os modelos diferentes entre si
<b>valor de prova</b>	<0,001	<0,001	<0,001		
<b>Teste Games-Howel</b>	Todas as mastigações diferentes entre si	Todas as mastigações diferentes entre si	Todas as mastigações diferentes entre si		

*Tabela 8 - Comparação dos resultados das forças sobre o implante entre modelo e tipos de mastigação*

$\bar{X}(s)$  - média amostral (desvio padrão);

Na Tabela 9 apresentam-se os resultados das forças sobre o osso em função do modelo e do tipo de mastigação não sendo feita distinção entre o tipo de mandíbula. Atendendo aos modelos com implantes distais de 8 mm verifica-se que, em termos médios, as forças são menores na mastigação unilateral sobre os pré-molares (87,75) e mais elevadas na mastigação unilateral sobre *cantilever* (224,45). Quanto aos modelos com implantes distais de 6 mm tem-se que em termos médios as forças são menores na mastigação unilateral sobre os pré-molares (63,98) e mais elevadas na mastigação bilateral (179,08). Nos modelos de 4 mm o comportamento é idêntico aos anteriores, média das forças mais baixa (78,45) na mastigação unilateral sobre os pré-molares e mais elevada (237,83) na mastigação bilateral. Conclui-se pelo teste anova que existe evidência estatística

suficiente para afirmar que as forças exercidas sobre o osso são significativamente distintas entre todas as mastigações para os três modelos analisados (resultado das comparações múltiplas de Games-Howel). Para todos os tipos de mastigação concluiu-se que os resultados das forças sobre o osso obtidos são significativamente distintos entre todos os modelos, sendo mais baixos no modelo 8x6 e mais elevados no modelo 8x8.

Mastigação	Modelo			Anov a valor de prova	Teste Games- Howel
	8mm $\bar{X}(s)$	6mm $\bar{X}(s)$	4mm $\bar{X}(s)$		
<b>Bilateral</b>	220,48 (34,50)	179,08 (23,94)	237,83 (34,53)	<0,00 1	Todos os modelos diferentes entre si
<b>Unilateral sobre pré- molares</b>	87,75 (13,86)	63,98 (7,27)	78,45 (19,22)	<0,00 1	Todos os modelos diferentes entre si
<b>Unilateral sobre cantilever</b>	224,45 (28,25)	130,99 (8,40)	202,96 (19,78)	<0,00 1	Todos os modelos diferentes entre si
<b>valor de prova</b>	<0,001	<0,001	<0,001		
<b>Teste Games-Howwel</b>	Unilateral sobre pré molares diferente das outras	Todas as mastigações diferentes entre si	Todas as mastigações diferentes entre si		

*Tabela 9 - Comparação dos resultados das forças sobre o osso entre modelo e tipos de mastigação*

$\bar{X}(s)$  - média amostral (desvio padrão);

Na Tabela 10 encontram-se os resultados das forças exercidas sobre o implante e sobre o osso incluindo todas as mastigações em função do modelo. Observa-se que relativamente às forças sobre o implante os modelos com implantes distais com 8mm apresentam o valor médio mais baixo (380,32) e os modelos com implantes distais com 4 mm o valor médio mais alto (442,47). Conclui-se que os resultados são estatisticamente diferentes entre os modelos, sendo que os modelos com implantes distais de 8 mm se distinguem significativamente dos outros modelos. Relativamente às forças exercidas sobre o osso o valor médio mais baixo ocorreu nos modelos com implantes distais de 6mm (124,68) e o mais elevado nos modelos com implantes distais de 8 (177,56). Conclui-se que as diferenças

entre modelos são estatisticamente significativas, destacando-se os modelos de 6mm dos restantes, ou seja, os resultados nestes são significativamente inferiores aos resultados dos outros modelos.

	Modelo			Anov a valor de prova	Teste Games- Howel
	8mm $\bar{X}(s)$	6mm $\bar{X}(s)$	4mm $\bar{X}(s)$		
<b>Implante</b>	380,32 (141,18 )	427,96 (182,46 )	442,47 (204,66 )	<0,00 1	Modelo 8x8 diferente dos outros
<b>Osso</b>	177,56 (69,04)	124,68 (49,63)	173,08 (73,05)	<0,00 1	Modelo 8x6 diferente dos outros

*Tabela 10 - Comparação dos resultados das tensões (em MPa) sobre o implante e sobre o osso entre modelo*



## 5. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

---

Neste capítulo são analisados os resultados obtidos e comparados com a literatura existente. A primeira análise advém da tensão registada ao nível ósseo. De seguida vai ser analisada a tensão estudada a nível implantar, bem como a distribuição da mesma. Por último vai ser discutida a distribuição da tensão ao longo dos implantes bem como as diferenças encontradas entre mandíbulas.



## 5.1. Introdução

---

A elaboração deste estudo serviu para avaliar em que medida o comprimento dos implantes angulados pode influenciar a distribuição das tensões aquando da simulação de cargas mastigatórias em reabilitações mandibulares segundo o conceito *All-on-4*. De facto, a utilização de implantes com diferentes dimensões afecta não só a tensão registada no implante como também a tensão registada no osso.

Os valores máximos de tensão óssea estão localizados ao nível dos implantes angulados, quer seja bilateralmente, aquando da mastigação bilateral, quer seja unilateralmente, aquando da mastigação sobre pré-molares ou sobre o *cantilever*. Estes resultados são concordantes com a literatura.

## 5.2. Valores de Tensão Óssea Registados

---

Os resultados registados a nível da tensão óssea são muito elevados. O limite de tensão do osso cortical é de 170 MPa. No estudo elaborado esses valores foram ultrapassados, sendo que o valor mais baixo de tensão óssea é encontrado na mastigação unilateral sobre pré-molares no modelo 2 (49,25 MPa) e o valor mais elevado é encontrado na mastigação bilateral no modelo 6 (628 MPa). Há alguma dificuldade em entender de que forma tensões elevadas afetam o osso: no entanto, segundo descrevem *Baggi et al* em 2013, a reabsorção óssea afeta sobretudo a região em redor do colo do implante, produzindo uma lesão com aspeto de cratera e que pode ser induzida por trauma cirúrgico, infeção bacteriana ou cargas excessivas, como por exemplo em casos de bruxismo ou próteses mal adaptadas. Nestes casos, as tensões elevadas podem induzir deformação óssea o que vai, inevitavelmente, levar a reabsorção óssea (Baggi, Di Girolamo et al. 2013).

Estes valores elevados podem ser justificados de diferentes formas. O comprimento do *cantilever* foi de 20 mm sendo que o ponto mais distal de aplicação de forças mastigatórias foi de 16mm a distal do início do *cantilever* e o ponto mais mesial a 13,2 mm. Segundo *Correa et al*, no seu estudo de 2012 o valor máximo que um *cantilever* deverá apresentar para ser considerado seguro em termos de distribuição de tensões para a estrutura e para o osso é de 10 mm sendo que *cantilevers* com 15 mm de comprimento induzem sobrecarga sobre a estrutura e sobre o osso o que pode levar à falência da reabilitação. No seu estudo, simulam reabilitações mandibulares totais utilizando dois modelos: – Um com 3 implantes – Dois na zona anterior ao buraco mentoniano, retos, e um na zona equidistante entre estes; e outro com 4 implantes – Dois na zona anterior ao buraco mentoniano, retos, e dois na zona incisiva. Em ambos os modelos os implantes distais têm 8 mm de comprimento e os implantes anteriores 13 mm de comprimento. De seguida simulam diferentes cargas mastigatórias em diferentes localizações, anteriores e posteriores ao *cantilever* e dentro destas ultimas, com 10 mm e

15 mm de distância do implante mais distal. Concluem que no modelo com 3 implantes qualquer tipo de mastigação irá induzir falência da reabilitação quer por sobrecarga de tensão óssea, quer por sobrecarga de tensão ao nível do implante ou da supra-estrutura. Relativamente ao modelo com 4 implantes, os autores sugerem um *cantilever* máximo de 10 mm, visto que a 15 mm demonstrou estar associado um maior risco de falência de todos os componentes (Correa, Ivancik et al. 2012).

No nosso estudo, nenhum modelo apresenta todos os valores de tensão abaixo do limiar dos 170 MPa sendo que o modelo que utiliza implantes angulados de 6 mm é o único que apresenta um valor de tensão óssea abaixo desse limiar mas apenas quando são avaliados todos os tipos de mastigação indiscriminadamente.

Outra justificação para os valores mais elevados é o suporte que desenhamos para a prótese. Neste estudo, a prótese apenas apoia nos quatro implantes. O grupo de Li em 2015, estudou o efeito da angulação dos implantes distais num modelo tipo *All-on-4*, através da análise de elementos finitos. No seu estudo, a prótese está assente sobre a mandíbula e sobre os implantes, sendo que o valor máximo de tensão que encontrou, no osso, foi de 58,46 MPa , sendo que utilizou implantes de tamanho *standard* -10mm ou longos . 14mm (Li, Cao et al. 2015).

No nosso estudo a prótese encontra-se a uma distância de 3,8 mm do osso alveolar sendo portanto impossível qualquer outro apoio que não seja sobre a estrutura dos implantes.

O mesmo acontece no estudo do grupo de Barão de 2013. Neste estudo, é comparada o tipo de retenção de próteses totais, a presença de *cantilever* e a utilização de prótese fixa, em reabilitações totais mandibulares com recurso a 4 implantes de comprimento *standard* (11,5 mm). São realizados 4 modelos: *Or group*- simula uma sobredentadura apoiada em O-rings e sem *cantilever*; *Bc group*- simula uma sobredentadura apoiada sobre barra; *Bc-c*

*group* – simula uma sobredentadura apoiada sobre barra e com *cantilever* de 7 mm; *Fd group* – simula uma prótese fixa com *cantilever* de 10 mm, sendo que é admitido o contacto entre a prótese e o restante modelo. Neste estudo foi também simulada a presença de gengiva. Os valores máximos de tensão ao nível ósseo foram registados na sobredentadura sobre barra (97,1 MPa). Estes valores no entanto não podem ser totalmente comparados com os do presente estudo, pois no nosso estudo a tensão mastigatória aplicada foi de 200 N sobre a zona molar enquanto que no estudo de *Barão et al* a tensão aplicada foi de 100N (Barao, Delben et al. 2013).

Outra questão pertinente, e que provavelmente poderá ter levado a um aumento da tensão registada é a área de aplicação das forças mastigatórias. No estudo realizado pelo grupo de *Barão* a aplicação das forças mastigatórias é feita sobre uma área e não sobre um ponto na superfície oclusal da prótese e, segundo o mesmo autor, a tensão é aplicada numa área com 4 mm de diâmetro para evitar uma falsa concentração de stresse na área (Barao, Delben et al. 2013).

Por último, é relevante afirmar que uma das limitações conhecidas dos elementos finitos se relaciona com os picos de tensão extremos obtidos em nós em arestas dos modelos e que não correspondentes a valores reais. De facto, a observação dos resultados obtidos mostra que, tanto a nível ósseo como implantar, os valores mais elevados de tensão se encontram em arestas específicas dos modelos como nas cristas das roscas.

Relativamente à área de aplicação das tensões, o estudo realizado por *Eskitascioglu et al*, realizado em 2004, permite entender melhor o tema. Neste estudo utilizaram uma reabilitação unitária sobre um implante de 10 mm e, através da análise de elementos finitos, simulou a aplicação de 300 N de tensão mastigatória sobre a mesma. A simulação foi feita em três modelos diferentes: - O modelo 1, onde foi feita a aplicação de 300 N apenas num ponto da cúspide lingual do modelo; o modelo 2 com a aplicação de 150 N de tensão em dois pontos distintos da superfície oclusal e o modelo 3 onde foi feita a aplicação de 100 N de tensão em três pontos

distintos da superfície oclusal. Como resultado, verificaram que o modelo 1 apresentava os valores de tensão mais elevados a nível ósseo (106,65 MPa) (Eskitascioglu, Usumez et al. 2004).

No presente estudo a aplicação das forças mastigatórias foi feita sempre sobre um nó na superfície da prótese. Possivelmente, se tivesse existido uma área de aplicação de tensão em vez de um ponto os valores de tensão máxima registados tivessem sido menores tanto a nível ósseo como dos implantes. No entanto, o objectivo principal deste estudo prendeu-se com a avaliação das diferenças na utilização de implantes com comprimentos distintos e portanto, a utilização de diferentes pontos de tensão, de gengiva ou suporte mucoso na prótese poderia alterar os valores absolutos do resultados mas, à partida, em nada afetaria as diferenças encontradas entre eles.

### 5.3. Valores de Tensão Registados sobre os Implantes

---

Segundo os resultados obtidos o modelo com implantes angulados de 6mm apresenta os valores mais favoráveis no que respeita à tensão óssea, 164 MPa, sendo que este valor apresenta diferenças estatisticamente significativas quando comparado com os valores apresentados pelos modelos de 8mm e de 4mm. O facto de se encontrar um valor mais favorável aquando da utilização de um implante que, neste estudo, tem um tamanho intermédio, não apresenta justificação consensual.

*Tada et al* no seu estudo de 2003 avaliam a influência do tamanho do implante, da presença de espiras e do tipo de osso utilizado na tensão e deformação ósseas através da análise de elementos finitos. Para isso utilizam implantes com quatro diferentes comprimentos: 9,2; 10,8; 12,4; e 14 mm, em posição reta, com e sem espiras e que são colocados em osso tipo I, II, III e IV, sendo de seguida simuladas duas diferentes cargas mastigatórias, uma de 100 N aplicada axialmente sobre o implante e outra de 50 N aplicada em orientação vestibulolingual sobre o mesmo. Observaram que, independentemente da orientação da mastigação, presença ou ausência de espiras e do tipo de osso, os valores máximos de tensão óssea se inseriam grupo com implantes de comprimento mais reduzido (Tada, Stegaroiu et al. 2003).

O mesmo ocorre no estudo de *Bhat et al*, realizado em 2014. No seu estudo, utilizam quatro implantes de comprimentos distintos: - 6 mm; 8 mm; 10 mm e 13 mm colocados em posição recta individualmente sobre um modelo que simula parte de uma mandíbula com osso tipo II e sobre os quais são aplicadas tensões com orientações distintas, uma vertical com 250 N e outra vestibulolingual com 100 N. Os implantes de dimensões mais reduzidas parecem transmitir maior tensão sobre o osso tanto na carga vertical como na vestibulolingual (Vidya Bhat, Premkumar et al. 2014).



O estudo de *Goiato et al* comparou, através de análise foto-elástica, a tensão registada a nível ósseo aquando da simulação de cargas mastigatórias (100 N aplicados verticalmente e obliquamente) em quatro implantes unitários, de 13 mm de comprimento, com angulações distintas (0°, 8°, 12° e 20°), tendo observado que a tensão óssea mais desfavorável se encontrava no modelo de 12° (Goiato, Arsufi et al. 2015).

O estudo de *Xi Ding et al*, de 2009 avaliou a distribuição de tensões ao nível peri-implantar, através da análise de elementos finitos, aquando da alteração do comprimento dos implantes (6 mm; 8 mm; 10 mm; 12 mm e 14 mm) e alterando o diâmetro dos mesmos (3,3 mm; 4,1 mm e 4,8 mm) tendo encontrado valores mais elevados de tensão peri-implantar nos implantes de comprimento mais reduzido (6 mm) decrescendo este valor à medida que aumentou o comprimento do implante, dentro do grupo com a mesma largura (Ding, Liao et al. 2009).

A maior parte dos artigos que estudam angulação em reabilitações totais falam das vantagens desta sobretudo porque permitem reduzir a tensão ao nível ósseo fruto da redução do *cantilever* com o aumento da angulação dos implantes como é o caso do artigo de *Bevilacqua et al*, realizado em 2011 que admite uma redução de cerca de 87% na tensão transmitida ao osso quando utilizados implantes distais com angulação de 45° em comparação com a utilização de implantes distais retos, em reabilitações maxilares tipo *All-on-4®* (Bevilacqua, Tealdo et al. 2011).

A literatura parece não ser consensual. Até à data não se encontraram na literatura estudos que avaliassem a influência do comprimento do implante e angulação simultaneamente na tensão transmitida ao osso em modelos tipo *All-on-4*. De facto a literatura parece associar a um menor comprimento uma maior tensão sentida no osso, mas quando se questiona a angulação, o estudo de *Goiato et al*, de 2015 demonstra não existir uma regra definida e os restantes estudos encontrados alteram a dimensão do *cantilever* como o estudo de 2011 de *Bevilacqua et al* fruto de alterarem a angulação e como

tal não podem ser comparados com o presente estudo (Bevilacqua, Tealdo et al. 2011, Goiato, Arsufi et al. 2015).

Ao nível da zona máxima de tensão óssea, esta registou-se sempre em redor dos implantes distais, sobretudo a distal destes, e sobre o osso cortical. Estes resultados estão de acordo com a literatura revista (Bellini, Romeo et al. 2009, Naini, Nokar et al. 2011).

Possivelmente, implantes de dimensões menores levam a uma aumento da tensão óssea registada, no entanto, essa tensão poderá ser influenciada pela angulação do próprio implante. Mais estudos deverão ser realizados no sentido de entender a relação e influência do binómio angulação/comprimento na tensão distribuída ao osso.

Segundo os resultados obtidos, a diminuição do comprimento dos implantes pode influenciar a tensão registada ao nível dos mesmos, aumentando-a. Neste estudo, os implantes com 8mm de comprimento apresentaram o valor médio de tensão de mastigação mais baixo (380,32 MPa) e os implantes de 4 mm apresentaram o valor médio mais alto (442,27 MPa), sendo que os implantes de 8 mm apresentam diferenças estatisticamente significativas em relação aos implantes de 6 mm e de 4 mm no que respeita à tensão registada. Os resultados vão de encontro com alguma da literatura revista.

*Lemos et al*, no seu estudo de 2016 no seu estudo de meta-análise e revisão sistemática em que comparam a utilização de implantes curtos ( $\leq 8$  mm) com implantes *standard* ( $> 8$  mm) em zonas posteriores afirmam que a utilização de implantes com menos de 8mm apresenta diferenças estatisticamente significativas quando comparada com a utilização de implantes de comprimento maior que 8mm ( $P = 0.02$ ; RR: 2.05; 95% CI: 1.12–3.74), sendo que a implantes com comprimento menor de que 8mm está associada uma menor taxa de sobrevivência. Para este autor implantes com comprimento entre 4 a 7 mm deverão ser utilizados com precaução pois

apresentam um risco aumentado de poderem falhar (Lemos, Ferro-Alves et al. 2016).

No artigo de *Tada et al*, de 2003, já acima referido, a comparação das tensões registadas nos quatro implantes com diferentes comprimentos provou que, as maiores tensões estavam presentes nos implantes com comprimentos menores (Tada, Stegaroiu et al. 2003).

No presente estudo, os valores de tensão máxima foram sempre registados na estrutura dos implantes angulados distais. Este resultado vai de encontro com a literatura revista. *Naini et al*, compararam, através da análise de elementos finitos, a reabilitação mandibular com recurso a um modelo *All-on-4* com a reabilitação mandibular onde, apesar de serem colocados também quatro implantes, os implantes distais foram colocados em posição reta. Todos os implantes apresentavam 13,4 mm de comprimento. Sobre estes modelos aplicou forças mastigatórias anteriores, ao nível dos incisivos centrais, de 178 N e forças mastigatórias posteriores, ao nível dos primeiros molares, de 300 N. Independentemente da localização do ponto de aplicação de forças, os valores de tensão máxima foram sempre registados, quer no modelo reto quer no modelo angulado, ao nível dos implantes distais (Naini, Nokar et al. 2011).

Há um pormenor importante que deve ser referido. A análise das imagens deste estudo mostra que, de facto os valores máximos de tensão no implante estão a distal do complexo implante/pilar. Muitas vezes, por razões de simplificação, o implante não é desenhado com o seu pilar desenhado independentemente. Neste estudo, por razões didáticas, isso foi realizado, o que nos deu a oportunidade de entender, nos resultados, que de facto os valores de tensão mais elevados se encontravam no implante mas na realidade o valor máximo de tensão localiza-se no pilar protético. Na realidade, a maioria dos pilares protéticos é hoje em dia feita do mesmo material do implante o que, na maioria das marcas é o titânio Ti-6Al-4V e cuja tensão de limite elástico se situa entre os 800 e os 1100 MPa. No entanto, não sendo uma peça única, uma tensão elevada e contínua ao

longo do tempo sobre o pilar, causa fadiga e pode levar a que este ceda no local onde é mais fraco, isto é, ao nível do parafuso protético que o mantém coeso com o implante. A análise da literatura sobre *All-on-4* refere de facto perdas do parafuso protético como uma das complicações existentes e segundo *Taruna et al*, no seu artigo de 2014, em reabilitações deste tipo, sobretudo com *cantilever* extenso, a tensão causada poderá levar a fratura do parafuso protético (Taruna, Chittaranjan et al. 2014, Tallarico, Canullo et al. 2016).

A análise da tensão ao longo dos implantes permitiu entender que, apesar de a tensão máxima se verificar na zona do colo do implante esta vai diminuindo mas não é completamente anulada ao longo do corpo do mesmo. Para além disso, ao longo do implante, zonas de aumento de tensão são identificáveis e que correspondem às zonas das espiras. Assim, pela análise dos dados, pode-se afirmar que apesar de existir um decréscimo da tensão ao longo do corpo do implante este não é constante, verificando-se aumentos pontuais da mesma nas zonas correspondentes às espiras.

## 5.4. Comparação das Mandíbulas

---

A utilização de dois tipos de modelos, um baseado numa mandíbula humana e outro elaborado totalmente de modo virtual demonstrou apresentar resultados com diferenças estatisticamente significativas. Excetuando a comparação das tensões sobre os implantes na mastigação bilateral dentro do modelo de 8 mm real/virtual ( $p=0,346$ ) e sobre os implantes na mastigação unilateral sobre cantilever ( $p=0,280$ ), os modelos demonstraram ser diferentes entre si. Nesse sentido, é necessário, sempre que possível, realizar estudos de análise de elementos finitos com recurso a morfologia mais fidedigna possível.



## 6. CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

---

Neste capítulo apresentam-se algumas conclusões com base no trabalho desenvolvido. São também indicadas algumas hipóteses de desenvolvimento de outros trabalhos no futuro, com base nos resultados obtidos nesta investigação.





## 6.1. Conclusões

---

A elaboração deste estudo permitiu entender que sobre a influência das mesmas cargas oclusais, os implantes de maior comprimento registam menores valores de tensão de *Von Mises*. A implantes mais curtos associou-se uma maior tensão de *Von Mises*, sendo que os valores registados não vão além da tensão de limite elástico do Titânio. Para além disso, a alteração da dimensão do implante levou a alterações nas tensões de *Von Mises* registadas no osso cortical, não sendo possível entender como é que estas variam com a alteração do comprimento do mesmo. Os valores mais altos de tensão de *Von Mises* sobre o osso cortical verificaram-se no implante de dimensões intermédias, 6mm. No presente estudo foram alcançadas tensões ósseas que não são compatíveis com a integridade óssea na realidade. utilização de implantes curtos, angulados, em sistemas *All-on-4* deverá ser feita cautelosamente. Independentemente da dimensão dos implantes e do tipo de mastigação, a zona de tensão máxima registou-se ao nível do osso cortical junto ao colo dos implantes distais. Relativamente à tensão máxima registada sobre os implantes, esta situou-se a distal dos implantes distais, na zona do colo e na zona do pilar protético. Quando analisada a distribuição das tensões nos implantes distais estas foram mais elevadas na zona do colo e mostraram ir diminuindo ao longo do corpo do implante, com a exceção da zona das espiras, onde se verificou um ligeiro aumento. Esta distribuição foi semelhante nos três comprimentos de implantes analisados. Uma análise cuidadosa deverá ser realizada aquando da utilização de estudos com análise de elementos finitos, pois, como foi verificado, resultados distintos podem advir de uma maior ou menor simulação virtual dos componentes em estudo.

## 6.2. Trabalhos Futuros

---

Com a realização deste trabalho alguns temas ficaram pendentes. Seria interessante entender em que proporção varia a tensão sentida no osso e no implante quando se varia o comprimento do implante e simultaneamente a angulação. No que respeita à distribuição da tensão ao longo do implante seria interessante averiguar se as tensões se dispersam de igual forma nas diferentes cargas mastigatórias e a partir de que momento é que estas se tornam desprezáveis.

## BIBLIOGRAFIA

---

- Abayev, B. and G. Juodzbaly (2015). "Inferior alveolar nerve lateralization and transposition for dental implant placement. Part I: a systematic review of surgical techniques." J Oral Maxillofac Res **6**(1): e2.
- Abayev, B. and G. Juodzbaly (2015). "Inferior Alveolar Nerve Lateralization and Transposition for Dental Implant Placement. Part II: a Systematic Review of Neurosensory Complications." J Oral Maxillofac Res **6**(1): e3.
- Al-Nawas, B., J. Wegener, C. Bender and W. Wagner (2004). "Critical soft tissue parameters of the zygomatic implant." J Clin Periodontol **31**(7): 497-500.
- Ali, S. A., S. Karthigeyan, M. Deivanai and A. Kumar (2014). "Implant rehabilitation for atrophic maxilla: a review." J Indian Prosthodont Soc **14**(3): 196-207.
- Annibali, S., M. P. Cristalli, D. Dell'Aquila, I. Bignozzi, G. La Monaca and A. Pilloni (2012). "Short dental implants: a systematic review." J Dent Res **91**(1): 25-32.
- Aparicio, C., C. Manresa, K. Francisco, A. Aparicio, J. Nunes, P. Claros and J. M. Potau (2014). "Zygomatic implants placed using the zygomatic anatomy-guided approach versus the classical technique: a proposed system to report rhinosinusitis diagnosis." Clin Implant Dent Relat Res **16**(5): 627-642.
- Aparicio, C., C. Manresa, K. Francisco, P. Claros, J. Alandez, O. Gonzalez-Martin and T. Albrektsson (2014). "Zygomatic implants: indications, techniques and outcomes, and the zygomatic success code." Periodontol 2000 **66**(1): 41-58.
- Aparicio, C., W. Ouazzani and N. Hatano (2008). "The use of zygomatic implants for prosthetic rehabilitation of the severely resorbed maxilla." Periodontol 2000 **47**: 162-171.
- Aparicio, C., P. Perales and B. Rangert (2001). "Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periosteal study." Clin Implant Dent Relat Res **3**(1): 39-49.
- Ata-Ali, J., D. Penarrocha-Oltra, E. Candel-Marti and M. Penarrocha-Diago (2012). "Oral rehabilitation with tilted dental implants: a metaanalysis." Med Oral Patol Oral Cir Bucal **17**(4): e582-587.
- Atieh, M. A., H. Zadeh, C. M. Stanford and L. F. Cooper (2012). "Survival of short dental implants for treatment of posterior partial edentulism: a systematic review." Int J Oral Maxillofac Implants **27**(6): 1323-1331.
- Baggi, L., M. Di Girolamo, G. Vairo and G. Sannino (2013). "Comparative evaluation of osseointegrated dental implants based on platform-switching concept: influence of diameter, length, thread shape, and in-bone positioning depth on stress-based performance." Comput Math Methods Med **2013**: 250929.
- Bahuguna, R., B. Anand, D. Kumar, H. Aeran, V. Anand and M. Gulati (2013). "Evaluation of stress patterns in bone around dental implant for different abutment angulations under axial and oblique loading: A finite element analysis." Natl J Maxillofac Surg **4**(1): 46-51.
- Balleri, P., M. Ferrari and M. Veltri (2010). "One-year outcome of implants strategically placed in the retrocanine bone triangle." Clin Implant Dent Relat Res **12**(4): 324-330.
- Balshi, S. F., G. J. Wolfinger and T. J. Balshi (2005). "Analysis of 164 titanium oxide-surface implants in completely edentulous arches for fixed prosthesis

anchorage using the pterygomaxillary region." Int J Oral Maxillofac Implants **20**(6): 946-952.

Balshi, T. J., H. Y. Lee and R. E. Hernandez (1995). "The use of pterygomaxillary implants in the partially edentulous patient: a preliminary report." Int J Oral Maxillofac Implants **10**(1): 89-98.

Balshi, T. J., G. J. Wolfinger and S. F. Balshi, 2nd (1999). "Analysis of 356 pterygomaxillary implants in edentulous arches for fixed prosthesis anchorage." Int J Oral Maxillofac Implants **14**(3): 398-406.

Barao, V. A., J. A. Delben, J. Lima, T. Cabral and W. G. Assuncao (2013). "Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible--a computed tomography-based three-dimensional finite element analysis." J Biomech **46**(7): 1312-1320.

Bellini, C. M., D. Romeo, F. Galbusera, S. Taschieri, M. T. Raimondi, A. Zampelis and L. Francetti (2009). "Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study." Int J Oral Maxillofac Implants **24**(3): 511-517.

Bevilacqua, M., T. Tealdo, M. Menini, F. Pera, A. Mossolov, C. Drago and P. Pera (2011). "The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures." J Prosthet Dent **105**(1): 5-13.

Boyne, P. J. and R. A. James (1980). "Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone." J Oral Surg **38**(8): 613-616.

Branemark, P. I. (1983). "Osseointegration and its experimental background." J Prosthet Dent **50**(3): 399-410.

Branemark, P. I., B. Svensson and D. van Steenberghe (1995). "Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Branemark in full edentulism." Clin Oral Implants Res **6**(4): 227-231.

Brunette, D. M. (1988). "The effects of implant surface topography on the behavior of cells." Int J Oral Maxillofac Implants **3**(4): 231-246.

Buser, D., R. K. Schenk, S. Steinemann, J. P. Fiorellini, C. H. Fox and H. Stich (1991). "Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs." J Biomed Mater Res **25**(7): 889-902.

Candel, E., D. Penarrocha and M. Penarrocha (2012). "Rehabilitation of the atrophic posterior maxilla with pterygoid implants: a review." J Oral Implantol **38 Spec No**: 461-466.

Chiapasco, M., P. Casentini and M. Zaniboni (2009). "Bone augmentation procedures in implant dentistry." Int J Oral Maxillofac Implants **24 Suppl**: 237-259.

Correa, S., J. Ivancik, J. F. Isaza and M. Naranjo (2012). "Evaluation of the structural behavior of three and four implant-supported fixed prosthetic restorations by finite element analysis." J Prosthodont Res **56**(2): 110-119.

Craig, R. G., F. A. Peyton and K. Asgar (1975). Restorative dental materials. Saint Louis, C. V. Mosby Co.

Cruz, M., T. Wassall, E. M. Toledo, L. P. da Silva Barra and S. Cruz (2009). "Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants." Int J Oral Maxillofac Implants **24**(3): 391-403.

- das Neves, F. D., D. Fones, S. R. Bernardes, C. J. do Prado and A. J. Neto (2006). "Short implants--an analysis of longitudinal studies." Int J Oral Maxillofac Implants **21**(1): 86-93.
- Davo, R. (2009). "Zygomatic implants placed with a two-stage procedure: a 5-year retrospective study." Eur J Oral Implantol **2**(2): 115-124.
- Deporter, D. (2013). "Short dental implants: what works and what doesn't? A literature interpretation." Int J Periodontics Restorative Dent **33**(4): 457-464.
- Ding, X., S. H. Liao, X. H. Zhu, X. H. Zhang and L. Zhang (2009). "Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants." Clin Implant Dent Relat Res **11**(4): 279-287.
- Dohan Ehrenfest, D. M., P. G. Coelho, B. S. Kang, Y. T. Sul and T. Albrektsson (2010). "Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography." Trends Biotechnol **28**(4): 198-206.
- Dudewicz, E. J. and S. N. Mishra (1988). Modern mathematical statistics. New York, Wiley.
- Eskitascioglu, G., A. Usumez, M. Sevimay, E. Soykan and E. Unsal (2004). "The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study." J Prosthet Dent **91**(2): 144-150.
- Esposito, M., G. Cannizarro, E. Soardi, G. Pellegrino, R. Pistilli and P. Felice (2011). "A 3-year post-loading report of a randomised controlled trial on the rehabilitation of posterior atrophic mandibles: short implants or longer implants in vertically augmented bone?" Eur J Oral Implantol **4**(4): 301-311.
- Fernandez Diaz, J. O. and L. Naval Gias (2013). "Rehabilitation of edentulous posterior atrophic mandible: inferior alveolar nerve lateralization by piezotome and immediate implant placement." Int J Oral Maxillofac Surg **42**(4): 521-526.
- Goiato, M. C., G. S. Arsufi, R. A. de Medeiros, A. A. Pesqueira, A. M. Guiotti and D. M. dos Santos (2015). "Stress distribution in bone simulation model with pre-angled implants." J Med Eng Technol **39**(6): 322-327.
- Gupta, A., M. Dhanraj and G. Sivagami (2010). "Status of surface treatment in endosseous implant: a literary overview." Indian J Dent Res **21**(3): 433-438.
- Krekmanov, L., M. Kahn, B. Rangert and H. Lindstrom (2000). "Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support." Int J Oral Maxillofac Implants **15**(3): 405-414.
- Lee, J. E., S. H. Jin, Y. Ko and J. B. Park (2014). "Evaluation of anatomical considerations in the posterior maxillae for sinus augmentation." World J Clin Cases **2**(11): 683-688.
- Lekovic, V., P. M. Camargo, P. R. Klokkevold, M. Weinlaender, E. B. Kenney, B. Dimitrijevic and M. Nedic (1998). "Preservation of alveolar bone in extraction sockets using bioabsorbable membranes." J Periodontol **69**(9): 1044-1049.
- Lemos, C. A., M. L. Ferro-Alves, R. Okamoto, M. R. Mendonca and E. P. Pellizzer (2016). "Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis." J Dent **47**: 8-17.
- Li, X., Z. Cao, X. Qiu, Z. Tang, L. Gong and D. Wang (2015). "Does matching relation exist between the length and the tilting angle of terminal implants in the all-on-four protocol? stress distributions by 3D finite element analysis." J Adv Prosthodont **7**(3): 240-248.
- Liu, J. and D. G. Kerns (2014). "Mechanisms of guided bone regeneration: a review." Open Dent J **8**: 56-65.

- Lops, D., E. Bressan, G. Pisoni, N. Cea, B. Corazza and E. Romeo (2012). "Short implants in partially edentulous maxillae and mandibles: a 10 to 20 years retrospective evaluation." Int J Dent **2012**: 351793.
- Lorean, A., F. Kablan, Z. Mazor, E. Mijiritsky, P. Russe, H. Barbu and L. Levin (2013). "Inferior alveolar nerve transposition and reposition for dental implant placement in edentulous or partially edentulous mandibles: a multicenter retrospective study." Int J Oral Maxillofac Surg **42**(5): 656-659.
- Lu, H., Y. Liu, J. Guo, H. Wu, J. Wang and G. Wu (2016). "Biomaterials with Antibacterial and Osteoinductive Properties to Repair Infected Bone Defects." Int J Mol Sci **17**(3).
- Malo, P., M. de Araujo Nobre and B. Rangert (2007). "Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up." Clin Implant Dent Relat Res **9**(1): 15-21.
- Malo, P., B. Rangert and M. Nobre (2003). "'All-on-Four' immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study." Clin Implant Dent Relat Res **5 Suppl 1**: 2-9.
- Malo, P., B. Rangert and M. Nobre (2005). "All-on-4 immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study." Clin Implant Dent Relat Res **7 Suppl 1**: S88-94.
- Menchero-Cantalejo, E., C. Barona-Dorado, M. Cantero-Alvarez, F. Fernandez-Caliz and J. M. Martinez-Gonzalez (2011). "Meta-analysis on the survival of short implants." Med Oral Patol Oral Cir Bucal **16**(4): e546-551.
- Moaveni, S. (2003). Finite element analysis : theory and application with Ansys. Upper Saddle River, NJ, Prentice Hall.
- Morand, M. and T. Irinakis (2007). "The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants." J Oral Implantol **33**(5): 257-266.
- Naini, R. B., S. Nokar, H. Borghei and M. Alikhasi (2011). "Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis." Int J Oral Maxillofac Implants **26**(4): 776-781.
- Nazirkar, G., S. Singh, V. Dole and A. Nikam (2014). "Effortless effort in bone regeneration: a review." J Int Oral Health **6**(3): 120-124.
- Penarrocha, M., C. Carrillo, A. Boronat and M. Penarrocha (2009). "Retrospective study of 68 implants placed in the pterygomaxillary region using drills and osteotomes." Int J Oral Maxillofac Implants **24**(4): 720-726.
- Piattelli, A., A. Scarano, F. Coraggio and S. Matarasso (1998). "Early tissue reactions to polylactic acid resorbable membranes: a histological and histochemical study in rabbit." Biomaterials **19**(10): 889-896.
- Pommer, B., S. Frantal, J. Willer, M. Posch, G. Watzek and G. Tepper (2011). "Impact of dental implant length on early failure rates: a meta-analysis of observational studies." J Clin Periodontol **38**(9): 856-863.
- Rachmiel, A. and Y. Leiser (2014). "The Molecular and Cellular Events That Take Place during Craniofacial Distraction Osteogenesis." Plast Reconstr Surg Glob Open **2**(1): e98.
- Rachmiel, A. and D. Shilo (2015). "The use of distraction osteogenesis in oral and maxillofacial surgery." Ann Maxillofac Surg **5**(2): 146-147.
- Saab, X. E., J. A. Griggs, J. M. Powers and R. L. Engelmeier (2007). "Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study." J Prosthet Dent **97**(2): 85-92.



- Sharan, A. and D. Madjar (2008). "Maxillary sinus pneumatization following extractions: a radiographic study." Int J Oral Maxillofac Implants **23**(1): 48-56.
- Sharma, A. and G. R. Rahul (2013). "Zygomatic implants/fixture: a systematic review." J Oral Implantol **39**(2): 215-224.
- Silva, G. C., J. A. Mendonca, L. R. Lopes and J. Landre, Jr. (2010). "Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis." Int J Oral Maxillofac Implants **25**(2): 239-246.
- Simon, B. I., S. Von Hagen, M. J. Deasy, M. Faldu and D. Resnansky (2000). "Changes in alveolar bone height and width following ridge augmentation using bone graft and membranes." J Periodontol **71**(11): 1774-1791.
- Sun, H. L., C. Huang, Y. R. Wu and B. Shi (2011). "Failure rates of short ( $\leq 10$  mm) dental implants and factors influencing their failure: a systematic review." Int J Oral Maxillofac Implants **26**(4): 816-825.
- Sykaras, N., A. M. Iacopino, V. A. Marker, R. G. Triplett and R. D. Woody (2000). "Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review." Int J Oral Maxillofac Implants **15**(5): 675-690.
- Tada, S., R. Stegaroiu, E. Kitamura, O. Miyakawa and H. Kusakari (2003). "Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis." Int J Oral Maxillofac Implants **18**(3): 357-368.
- Tallarico, M., L. Canullo, M. Pisano, D. Penarrocha-Oltra, M. Penarrocha-Diogo and S. M. Meloni (2016). "An up to 7-Year Retrospective Analysis of Biologic and Technical Complication With the All-on-4 Concept." J Oral Implantol **42**(3): 265-271.
- Taruna, M., B. Chittaranjan, N. Sudheer, S. Tella and M. Abusaad (2014). "Prosthodontic perspective to all-on-4(R) concept for dental implants." J Clin Diagn Res **8**(10): ZE16-19.
- Telleman, G., G. M. Raghoobar, A. Vissink, L. den Hartog, J. J. Huddleston Slater and H. J. Meijer (2011). "A systematic review of the prognosis of short ( $<10$  mm) dental implants placed in the partially edentulous patient." J Clin Periodontol **38**(7): 667-676.
- Turri, A., I. Elgali, F. Vazirisani, A. Johansson, L. Emanuelsson, C. Dahlin, P. Thomsen and O. Omar (2016). "Guided bone regeneration is promoted by the molecular events in the membrane compartment." Biomaterials **84**: 167-183.
- Valeron, J. F. and P. F. Valeron (2007). "Long-term results in placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region." Int J Oral Maxillofac Implants **22**(2): 195-200.
- Vidya Bhat, S., P. Premkumar and K. Kamalakanth Shenoy (2014). "Stress Distribution Around Single Short Dental Implants: A Finite Element Study." Indian Prosthodont Soc **14**(Suppl 1): 161-167.
- Vrielinck, L., C. Politis, S. Schepers, M. Pauwels and I. Naert (2003). "Image-based planning and clinical validation of zygoma and pterygoid implant placement in patients with severe bone atrophy using customized drill guides. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study." Int J Oral Maxillofac Surg **32**(1): 7-14.

Zitzmann, N. U., R. Naef and P. Scharer (1997). "Resorbable versus nonresorbable membranes in combination with Bio-Oss for guided bone regeneration." Int J Oral Maxillofac Implants **12**(6): 844-852.